UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

DANIELA NAIR BORGES FELIPUCCI

EFEITO DE SOLUÇÕES HIGIENIZADORAS
DIÁRIAS EM LIGAS DE COBALTO-CROMO E
RESINA ACRÍLICA TERMOPOLIMERIZÁVEL
PARA PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL

RIBEIRÃO PRETO
2009

DANIELA NAIR BORGES FELIPUCCI

EFEITO DE SOLUÇÕES HIGIENIZADORAS DIÁRIAS EM LIGAS DE COBALTO-CROMO E RESINA ACRÍLICA TERMOPOLIMERIZÁVEL PARA PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL

Dissertação de Mestrado, apresentada à
Faculdade de Odontologia de Ribeirão
Preto da Universidade de São Paulo
Departamento de Materiais Dentários e
Prótese.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Valéria O. Pagnano de Souza

RIBEIRÃO PRETO
2009

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

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP – Ribeirão Preto

Felipucci, Daniela Nair Borges

Efeito de soluções higienizadoras diárias em ligas de cobalto-cromo e resina acrílica termopolimerizável para prótese parcial removível.

Ribeirão Preto, 2009.

139 p.: 58 il.; 30 cm

Dissertação apresentada no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto para obtenção do título de Mestre. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Pagnano, Valéria Oliveira.

Palavras-chave: 1. Higienizadores de Dentadura. 2. Prótese Parcial Removível. 3. Ligas de cromo.

DANIELA NAIR BORGES FELIPUCCI

EFEITO DE SOLUÇÕES HIGIENIZADORAS DIÁRIAS EM LIGAS DE COBALTO-CROMO E RESINA ACRÍLICA TERMOPOLIMERIZÁVEL PARA PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL

Dissertação de Mestrado, apresentada à
Faculdade de Odontologia de Ribeirão
Preto da Universidade de São Paulo
Departamento de Materiais Dentários e
Prótese.
Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/ 2009.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

Aos meus amados pais,

que tanto se privaram para que eu pudesse ter estudado e ter convivido da melhor forma possível, que me ensinaram como agir com o coração e reconhecer sempre as bênçãos recebidas. A meu pai, Carlos Alberto, que me ensinou a importância do meu nome e de trabalhar honestamente, exemplo para mim de dignidade e caráter. À minha mãe, Vera Lúcia, que me trouxe o significado de Deus em suas orações diárias, que me incentivou cada dia a aceitar meus desafios e enfrentá-los de cabeça erguida.

Ao meu irmão,

companheiro desta vida, que sempre foi meu exemplo de garra, determinação e luta para prosperar. Que me ouviu e orientou, e quando foi preciso, trouxe meus pés ao chão. A você, Carlos, pela proteção e amizade de sempre.

À minha avó,

exemplo em todos os sentidos de minha vida, pela luta, por preservar a união entre nossa família, por me tranquilizar e ponderar cada momento de angústia e ansiedade, incentivando cada conquista com sua velinha para o anjo protetor, e comemorar cada uma delas dizendo: “Eu já sabia! Confio no seu taco!”. A você, Vó Nair, que não imagina como foi importante cada aposta desta!

Aos meus familiares,

que sempre torceram por mim, me apoiaram e estimularam. Em especial à Tia Tê, que com sua “doçura” me propiciou uma caminhada mais leve e colaborou com minha manutenção durante meus estudos.

Às irmãs que a vida me permitiu escolher,

que dividiram comigo momentos tão desafiadores, que me acolheram em seus lares para cursarmos juntas a vida acadêmica, que me mostraram que eu tinha

família fora de casa. A você, Andreza, que me abraçou quando eu mais precisava e me mostrou que ser pesquisadora é muito mais que realizar experimentos, é ter amor e dedicação. A você, Karen, que foi parceira desde o início, me socorrendo em todos os momentos de sufoco e brindando todos os momentos de sucesso. A vocês, amigas, que me permitiram fazer parte de suas vidas, que dividiram comigo cada dificuldade e fizeram desta fase da minha existência tão especial.

Ao meu noivo,

meu amor, meu amigo, meu companheiro de jornada. A você, Paulo, que me recebeu a cada dia com palavras de incentivo, palavras de tranquilidade e amor. Que superou comigo cada dificuldade, e simplesmente me apoiou e acreditou em meu sucesso.

Agradecimentos Especiais

A Deus,

Que me permitiu esta existência, que está comigo em todos os momentos e que me dá forças para começar cada dia. Agradeço por ser tão abençoada e ter a oportunidade de tantas realizações. Sem Ele, eu nada seria.

À minha orientadora, Profa. Dra. Valéria Oliveira Pagnano de Souza,

Pela oportunidade de integrar esta equipe de pesquisadores que tanto admiro, pela orientação e convívio diários. Agradeço, Professora, por ter me mostrado que o primordial no mundo da pesquisa é agir com ética, estar atento a mínimos detalhes, e acreditar naquilo que se está fazendo. Mas, principalmente agradeço, por ter me mostrado que por trás do profissionalismo, deve existir um ser humano que se emociona com as causas alheias, sendo extremamente atenciosa, caridosa e companheira. Obrigada por superar comigo momentos de dificuldade e ter acreditado em mim. É um orgulho ter sido sua primeira orientada. Minha sincera admiração e respeito.

Agradecimientos

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto**, pela formação, pelos padrões de exigência e excelência.

Aos **Mestres** que tive a honra de encontrar nesta caminhada desde a Graduação, pela paciência e conhecimentos compartilhados.

Ao **Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon** pela oportunidade, confiança e carinho.

À **Prof. Dra. Helena de Freitas Oliveira Paranhos** pela presteza nas orientações metodológicas e científicas, pelo incentivo e convivência.

À **Prof. Dra. Cláudia Helena Lovato da Silva** pelo carinho e atenção que sempre me recebeu, por se importar com minha trajetória e ainda por relatar com tanto cuidado meu Projeto de Pesquisa.

Ao **Prof. Dr. Raphael de Freitas**, por compartilhar suas idéias e esclarecer dúvidas pertinentes a realização deste trabalho .

À **Prof. Dra. Iara Augusta Orsi**, por ter me acolhido em momentos de angústia e ter celebrado comigo minhas vitórias, além de disponibilizar os equipamentos necessários para este trabalho.

Ao **Prof. Dr. Luiz Antonio Salata**, que me orientou ainda como Iniciação Científica, e que me despertou para o mundo da pesquisa.

À pós-graduanda **Letícia Resende Davi**, que foi meu braço direito na concepção deste trabalho e tem papel fundamental no resultado obtido.

À pós-graduanda **Amanda Peracini**, pela gentileza e ajuda de extrema importância na busca literária.

Aos amigos da Pós-Graduação, **Ana Carolina Maito Villela, Diogo Rodrigues Cruvinel, Flávio Henrique Carriço, Leandro Corsi, Marina Xavier Pisani, Rander Moreira, Rodrigo Soares** pela convivência, amizade e companheirismo.

Aos amigos do Grupo de Pesquisa Prof. Osvaldo Bezzon: **Marcos Vasco, Mônica Leal Macedo e Natércia Soriani** pela ajuda e companheirismo.

Aos técnicos de laboratório: **Eduardo, Fernando, Marcelo Vieira, Lício, Odair, Paulo Sérgio** pelo suporte técnico e mais que isso, pela amizade e carinho no decorrer desta vivência.

Ao técnico **José de Godói** pela convivência e carinho, realizando com tanto cautela a 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 atenção durante os ensaios de rugosidade.

Ao técnico **Edson Volta** pela prontidão nas leituras da estabilidade de cor.

Ao **Prof. Dr. Rodrigo Silva** pela gentileza, sugestões e ajuda na obtenção das imagens de microscopia eletrônica de varredura.

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, risadas e disponibilidade.

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

Ao **CNPq** pela bolsa de Mestrado concedida.

À Empresa **Conexão** pelo apoio à minha pós-graduação.

RESUMO

FELIPUCCI, D.N.B. **Efeito de soluções higienizadoras diárias em ligas de cobalto-cromo e resina acrílica termopolimerizável para prótese parcial removível.** 2009. 138f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

A higienização das próteses removíveis é fundamental para a longevidade do tratamento e prevenção de patologias orais. O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de higienizadores de imersão nas superfícies da liga metálica e resina acrílica termopolimerizável de Prótese Parcial Removível (PPR), simulando 180 dias. Discos (12 mm x 3 mm) foram confeccionados com ligas metálicas de cobalto-cromo para PPR: Vera PDI® (VP) e DeguDent® (DD). Cada disco metálico foi incluído em mufla previamente preparada por matrizes de teflon (38 mm x 18 mm x 4 mm), incorporando-se o disco metálico à resina acrílica termopolimerizável. Os espécimes (n= 5) foram imersos nas seguintes soluções: água destilada (grupo controle - AD), hipoclorito de sódio 0,05% (HS), Cepacol® (cloreto de cetilpiridínio 0,005% - CE), Periogard® (digluconato de clorexidina 0,12% - PE), Corega Tabs® (peróxido alcalino e enzima - CT), Polident® (peróxido alcalino e enzima - PO) e Medical Interporous Dentures® (ácido cítrico - MI). Foram realizadas análise da estabilidade de cor por meio de espectrocolorímetro, análise visual da presença de manchas no metal, análise da perda de massa em balança de alta precisão e análise da rugosidade por meio de rugosímetro. Como estudo complementar, foram realizadas análises quantitativas da liberação de íons (cobalto e cromo) em cada solução com espectrômetro de massas e análises ópticas e qualitativas com microscópio eletrônico de varredura (MEV) e espectrometria de energia dispersiva de Raios-X (EDS). Os resultados de rugosidade, alteração de cor e massa apresentaram distribuição normal e homogênea, tendo sido submetidos à ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$). Quanto à rugosidade ($R_a \mu m$), não houve diferença estatisticamente significativa entre as soluções e ligas tanto para o metal quanto para a resina. Com relação à alteração de cor da resina acrílica termopolimerizável (ΔE), houve diferença estatisticamente significativa entre as ligas, soluções e na interação liga x solução. As soluções AD, CE e PE propiciaram menores valores que as demais. A resina associada à DD apresentou maior alteração de cor do que quando associada à VP ($1,06 \pm 0,51$ e $0,51 \pm 0,28$, respectivamente). Com relação à presença de manchas no metal, o HS propiciou manchamento em 100% dos espécimes. O grupo MI/DD propiciou em 60% e o MI/VP em 40% dos espécimes. Quando avaliada a alteração de massa (g), as soluções CT e MI propiciaram maiores valores. Entre as ligas, a VP apresentou maior perda de massa. Com relação à liberação de íons cobalto e cromo, a solução de HS e a MI propiciaram maior liberação e quando comparadas as ligas, VP apresentou maior liberação de íons. Com o MEV pôde-se verificar que houve corrosão generalizada com o HS e por *pites* com a MI. Concluiu-se que as soluções CE, PE e PO não apresentaram efeitos deletérios podendo ser auxiliares à escovação para higienização de PPR.

Palavras-Chave: higienizadores de dentadura, prótese parcial removível, ligas de cromo.

ABSTRACT

FELIPUCCI, D.N.B. **Effect of denture cleansers on the properties of removable partial denture: in vitro study.** 2009. 138f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

The hygiene care of the removable 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 the surfaces of the alloys and heat-polymerized acrylic resin for removable partial denture (RPD), simulating a period of 180 days. Circular specimens (12 mm x 3 mm) had been fabricated with cobalt-chromium alloys: Vera PDI™ (VP) and DeguDent™ (DD). The cast specimens were centered in the moulds previously prepared by matrices of teflon (38 mm x 18 mm x 4 mm) and the acrylic resin was inserted. The specimens (n= 5) had been immersed in the following solutions: distilled water (control - DW), sodium hypochlorite 0.05% (SH), Cepacol™ (cetipiridinium chloride 0.005% - CE), Periogard™ (chlorexidine gluconate 0.12% - PE), Corega Tabs™ (alkaline peroxide and enzyme - CT), Polident™ (alkaline peroxide and enzyme - PO) and Medical Interporous Dentures™ (citric acid - MI). The color stability was analyzed using a colorimeter, and the presence of tarnishes on the metal was performed by a visual analysis. The weight loss was measured with a precision balance and the surface roughness was analyzed with a surf-test analyzer. As complementary analyzes a quantitative study of ions release (cobalt and chromium) using inductively mass spectrometry and optical and qualitative analyses with scanning electron microscopy (SEM) associated to dispersive energy spectrometry were performed. The results of roughness, color stability and weight loss presented normal and homogeneous distribution and were submitted to ANOVA ($p \leq 0.05$) and Tukey test. There was no significant difference among the solutions and between the alloys for both metal and resin roughness ($R_a \mu m$). The acrylic resin color stability (ΔE) was analyzed and showed significant difference among the solutions, alloys and interaction. AD, CE and PE solutions presented the lowest values of color changes. The resin associated to DD presented higher color change than when associated with the VP (1.06 ± 0.51 and 0.51 ± 0.28 , respectively). The HS caused tarnishes on 100% of specimens. The MI/DD group provided 60% and the MI/VP in 40% of specimens. When was analyzed the mass loss (g), the solutions CT and MI had the higher values. Between the alloys VP presented higher weight loss. HS and MI presented greater ionic release and between the alloys, VP presented greater release. With the SEM it was possible observe the presence of widespread corrosion in the HS group and pites corrosion in the MI group. It was concluded that CE, PE, CT and PO solutions had no deleterious effects on the compounds of RPD and may be indicate as auxiliaries to brushing in the RPD hygiene care.

Key Words: denture cleanser, removable partial denture, chromium alloy.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	20
3 PROPOSIÇÃO	53
4 MATERIAL E MÉTODO	55
5 RESULTADOS	77
6 DISCUSSÃO	109
7 CONCLUSÕES	116
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	118
APÊNDICES	133

1 Introdução

A perda dentária por cárie, doença periodontal, tratamentos endodônticos fracassados e traumatismos dentários ainda é uma das principais causas da busca do paciente pelo tratamento odontológico. Há grande desequilíbrio funcional e estético e o cirurgião-dentista tem o papel de devolver ao paciente conforto, fonação, mastigação e estética satisfatórios. Várias são as opções de reabilitação para os pacientes parcialmente desdentados como as próteses parciais fixas e removíveis e a prótese total para pacientes totalmente desdentados. No entanto, há também o recurso da Implantodontia que, dependendo da situação clínica, não é indicada para pacientes com reabsorções ósseas extensas ou até mesmo por restrições sistêmicas e econômicas. Nestes casos, a indicação de Prótese Parcial Removível (PPR) é ainda muito expressiva por ser a alternativa de tratamento mais acessível à maioria da população.

Entre os fatores que contribuem para o sucesso do tratamento reabilitador está a correta higienização que é fundamental não somente para a longevidade da reabilitação como também para a prevenção de patologias orais. Dentre as patologias, a Estomatite Protética é a lesão bucal mais comumente observada em usuários de próteses removíveis (WALBER, RADOS, 2000; BARBEAU et al., 2003) tendo como fator etiológico intimamente relacionado à higiene inadequada.

As PPRs geralmente são confeccionadas com ligas metálicas alternativas de cobalto-cromo (Co-Cr) desde 1930. Estas ligas têm sido amplamente utilizadas devido a suas excelentes propriedades: alta resistência mecânica, dureza e resistência à corrosão. O cromo presente nestas ligas proporciona maior dureza, flexibilidade e aumenta a resistência à corrosão quando na concentração de 16 a 20%. O tungstênio, como componente intermetálico na liga, ajuda a reduzir a formação de zonas de cromo debilitadas e também aumenta a resistência à corrosão (MORRIS et al., 1992; VIENNOT et al., 2005).

Um aspecto relacionado às próteses removíveis que gera muitas dúvidas entre os clínicos em geral é a instrução de higiene aos pacientes usuários desses aparelhos. Procedimentos de higienização regulares e eficientes são fatores imprescindíveis para o sucesso a longo prazo do tratamento com PPR (KEYF, GÜNGÖR, 2003). Pelo fato da prótese estar na cavidade bucal em contato com os tecidos de suporte e envolvidos pela saliva, a contaminação por microrganismos pré-existentes como as espécies de estreptococos, estafilococos, pseudomonas, enterobactérias e espécies de cândida (NIKAWA, HAMADA, YAMAMOTO, 1998;

SESMA et al., 1999; WALBER, RADOS, 2000; PAVARINA et al., 2003) e a consequente formação de biofilme podem causar infecções bucais que variam desde estomatite protética quando associadas com trauma local (BARNABÉ et al., 2004) até doenças periodontais, queilite angular, além de causar maus odores (KEYF, GÜNGÖR, 2003).

A rugosidade superficial é de grande relevância clínica, pois pode facilitar o acúmulo de biofilme e o manchamento superficial (TAYLOR, MARYAN, VERRAN, 1998; NIKAWA et al., 2003; GLASS et al., 2004; BERGER et al., 2006). Vários autores relataram que superfícies irregulares aumentam a área de adesão bacteriana e dificultam a remoção do biofilme pela higienização (RADFORD et al., 1998; MORGAN, WILSON, 2001; BERGER et al., 2006). A rugosidade superficial é dependente do acabamento e polimento realizados na superfície avaliada (WHITEHEAD et al., 1999).

Estudos têm demonstrado que usuários de próteses removíveis apresentam higiene precária (KULAK-OZKAN, KAZAZOGLU, ARIKAN, 2002), devido à falta de orientações suficientes por parte do cirurgião-dentista quanto à higiene dos aparelhos protéticos (PARANHOS et al., 2001). Além disto, as características estruturais das próteses e a diminuição da coordenação motora devido à idade são fatores que podem comprometer consideravelmente a higienização da prótese pelo paciente (LOVATO-SILVA et al., 2006).

O método ideal de limpeza da prótese deve ser efetivo na remoção de pigmentos e depósitos orgânicos e inorgânicos, deve ser bactericida e fungicida, compatível com qualquer um dos materiais utilizados no aparelho protético, atóxico, ter baixo custo e ser de fácil manipulação (ABERE, 1979; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; ABELSON, 1981; COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT, 1983; ABELSON, 1985; JAGGER, HARRISON, 1995; SESMA et al., 1999; SHEEN, HARRISON, 2000). Segundo Tarbet et al. (1984), o agente de limpeza deve ser capaz de remover o biofilme tanto das superfícies polidas como das superfícies não polidas das próteses.

Os métodos de higienização das próteses existentes são: mecânico, químico, associação dos dois métodos e utilização de aparelhos ultrassônicos (BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; ABELSON, 1981; COUNCIL ON DENTAL MATERIALS,

INSTRUMENTS AND EQUIPMENT, 1983; JAGGER, HARRISON, 1995; NIKAWA et al., 1999). O método mais utilizado é a associação de escovas dentais com sabão neutro ou dentífrico. Porém, este método exige destreza manual e não remove completamente o biofilme, sendo mais eficaz o método químico (SHAY, 2000; SHEEN, HARRISON, 2000). Porém, na avaliação da efetividade para remoção do biofilme, alguns pesquisadores observaram que quando utilizada somente a imersão, a efetividade era menor que apenas a escovação (BERGER, EWOLDSEN, 2006; PARANHOS et al., 2007). A opção ideal e rotineiramente recomendada é a associação dos dois métodos (AUGSBURGER, ELAHI, 1982; CHAN et al., 1991; KENG, LIM, 1996; NIKAWA et al., 1999).

Dentre os agentes químicos utilizados, existem cinco grupos: peróxidos alcalinos, hipocloritos, ácidos, agentes desinfetantes e enzimas (SHEEN, HARRISON, 2000; KEYF, GÜNGÖR, 2003). Os peróxidos são os mais utilizados como higienizadores de próteses. Podem se apresentar em forma de pó ou pastilhas efervescentes que propiciam formação de soluções alcalinas e liberam peróxido de hidrogênio em água, agindo de forma eficiente na remoção de pigmentações e biofilme, sem afetar a dureza e rugosidade superficial da resina ou das ligas metálicas (KEYF, GÜNGÖR, 2003; GARCIA et al., 2004), além de serem agentes antibacterianos (NEILL, 1968; COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT, 1983).

O hipoclorito de sódio foi a primeira solução química usada rotineiramente para imersão de próteses totais (ABERE, 1979; LACERDA, 1998). Este agente remove pigmentações e manchas (BACKENSTOSE, WELLS, 1977; ABERE, 1979; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; ABELSON, 1985; KEYF, GÜNGÖR, 2003), dissolve a mucina e outras substâncias orgânicas (BACKENSTOSE, WELLS, 1977; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; KEYF, GÜNGÖR, 2003; BARNABÉ ET AL., 2004), é bactericida e antifúngico (BACKENSTOSE, WELLS, 1977; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; ABELSON, 1985; LACERDA, 1998; KEYF, GÜNGÖR, 2003), além de inibir a formação de cálculos (NEILL, 1968; ABERE, 1979; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT, 1983; ABELSON, 1985; KEYF, GÜNGÖR, 2003). A principal desvantagem do hipoclorito de sódio é causar corrosão (WAGNER, 1973; BACKENSTOSE, WELLS, 1977; ABERE, 1979; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; COUNCIL ON DENTAL MATERIALS,

INSTRUMENTS AND EQUIPMENT, 1983; KEYF, GÜNGÖR, 2003) e perda de brilho da estrutura de cobalto-cromo (BACKENSTOSE, WELLS, 1977; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; KEYF, GÜNGÖR, 2003). Estudos mostram efetividade clínica do hipoclorito na remoção do biofilme de próteses totais e parciais removíveis (HUTCHINS; PARKER, 1973; SHANNON, 1978; AUGSBURGER, ELAHI, 1982) e ação antimicrobiana em relação a microrganismos específicos (KULAK et al., 1997). Como este produto pode causar corrosão dos componentes metálicos das próteses (ABERE, 1979; GUIMARÃES JR, 1992; UNLÜ, ALTAY, SAHMALI, 1996), novas formulações surgiram com a incorporação de substâncias anticorrosivas (NEILL, 1968; COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT, 1983). Contudo, sua grande desvantagem ainda é a possibilidade de provocar o clareamento da resina acrílica, além da corrosão de componentes metálicos das próteses removíveis (BACKENSTOSE; WELLS, 1977; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979), dependendo da concentração e do tempo de imersão (MCNEME et al., 1991; LACERDA, 1998).

Os ácidos são efetivos na remoção do cálculo dental e pigmentação das próteses, porém também podem causar corrosão dos metais (BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; KEYF, GÜNGÖR, 2003).

Os enxaguatórios bucais antimicrobianos também são indicados como higienizadores de próteses (NIKAWA et al., 1999; SHAY, 2000). A clorexidina, o cloreto de cetilpiridínio e triclosan/copolímero incluídos na classe de agentes desinfetantes demonstram redução significativa na quantidade de biofilme dental, além de promover melhorias significativas em pacientes com estomatite protética (KEYF, GÜNGÖR, 2003). Como desvantagem, o uso de clorexidina pode causar alteração de cor e de superfície da resina acrílica das próteses (BACKENSTOSE, WELLS, 1977; ABELSON, 1985; KEYF, GÜNGÖR, 2003).

As enzimas têm sido relatadas com a função de quebrar as glicoproteínas, as mucoproteínas e os mucopolissacarídeos do biofilme. Não há relatos de desvantagens destes agentes (BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; KEYF, GÜNGÖR, 2003).

De acordo com Abere (1979) e Dills et al. (1988) a higienização por imersão em agentes químicos permite que as soluções facilmente alcancem todas as áreas

da prótese resultando em higienização completa, não ocorrendo abrasão. A manipulação é simples, facilmente realizada por pessoas deficientes ou por indivíduos com falta de coordenação motora para higienizar adequadamente a prótese por escovação. No entanto, os agentes químicos podem causar branqueamento da resina acrílica da prótese, após períodos prolongados de imersão (BACKENSTOSE, WELLS, 1977; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; ROBINSON, MCCABE, STORER, 1985; UNLÜ, ALTAY, SAHMALI, 1996; MA, JOHNSON, GORDON, 1997; POLYZOIS et al., 1997). Outro fator que deve ser considerado é a utilização de temperaturas elevadas das soluções de imersão que também podem causar branqueamento da resina acrílica (CRAWFORD et al., 1986; ARAB, NEWTON, LLOYD, 1988; ROBINSON, MCCABE, STORER, 1985; DEVLIN, KAUSHIK, 2005).

É imprescindível que as soluções utilizadas para higienização de próteses sejam encontradas facilmente no mercado, tenham eficiência contra os microrganismos patológicos e causem nenhum ou mínimos danos às estruturas do aparelho protético. Encontram-se na literatura trabalhos referentes à higienização de próteses totais, mas ainda são escassas as pesquisas que se referem às próteses parciais removíveis, que se diferem das próteses totais por possuírem estrutura metálica. Não há um protocolo de higienização de PPR consagrado na literatura que não vise somente a eliminação de microrganismos, mas também a preservação das estruturas da prótese parcial removível. Dessa forma, o objetivo do trabalho foi avaliar in vitro os efeitos de agentes higienizadores diários na resina acrílica e liga metálica de prótese parcial removível.

2 Revisão da Literatura

Ligas metálicas alternativas

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, água de torneira e controle (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. Os resultados mostraram que não ocorreu descoloração ou corrosão 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.

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 Ticonium®, 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.

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 cobalto propicia dureza e resistência à corrosão. O cromo promove dureza, resiliência e aumenta a resistência à corrosão quando presente em mais de 16% de massa. O níquel aumenta a ductibilidade enquanto diminui a temperatura de fusão e dureza. O teor de carbono dessas ligas é crítico, este elemento apresenta pouca solubilidade em solução sólida de cobalto-cromo e está presente na maioria das vezes como carbeto de cromo, cobalto ou molibdênio dispersos, aumentando a força e dureza da liga. O manganês é um anti-oxidante. O tungstênio minimiza a formação de zonas empobrecidas de cromo. Quanto aos efeitos clínicos, não há evidências de efeitos colaterais nocivos.

Taylor et al., em 1998, relacionaram a retenção de microrganismos orais em ligas de cobalto-cromo e resina acrílica com diferentes formas de polimento. Utilizaram três tipos: polimento com rodas de borracha, pedra pomes e um composto universal; jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50 µm e 250 µm; e cuba eletrolítica com ácido sulfúrico em ultrasson. Os autores concluíram que o aumento da rugosidade superficial facilita a retenção de leveduras em ligas de cobalto-cromo e resina acrílica. Além disto, os autores ressaltaram que o método bidimensional de medir rugosidade por meio de rugosímetro não explicou suficientemente os resultados e que o grau de brilho não se relacionou com menor rugosidade.

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 consideraram o tempo *overnight* (8 horas) muito longo, uma vez que os fabricantes indicavam uma imersão diária de 10 a 30 minutos.

Em 2004, Garcia et al. avaliaram os efeitos de higienizadores de próteses (Polident®, 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 37°C 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 Polident® foi capaz de remover essa película, sem afetar a dureza superficial e rugosidade tanto da resina como da liga metálica.

Schalch et al., em 2004, avaliaram a resistência à corrosão de ligas odontológicas (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 e autoclave). Foi utilizado o método por escores (0 a 4). 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.

Viennot et al., em 2005, estudaram a resistência à corrosão de uma liga de cobalto-cromo e de duas ligas de prata-paládio utilizadas para próteses fixas. Foram realizadas medidas do potencial de corrosão e polarização anódica e as superfícies foram examinadas por meio de microscopia eletrônica de varredura. Apesar do potencial de corrosão da liga de Co-Cr ter sido menor que o das ligas de paládio, não houve diferença estatisticamente significativa. Todos os materiais apresentaram resistência à corrosão muito alta. Os autores indicaram, portanto, a utilização das ligas de Co-Cr como alternativa para confecção de próteses fixas, uma vez que possui alta resistência à corrosão e como já é muito utilizada para confecção de prótese parcial removível, poderia ser empregada em todo tratamento reabilitador para um paciente.

Jakobsen et al, em 2007, avaliaram os efeitos da liga de cobalto-cromo-molibdênio em ratos. Após sacrifício, os rins e fígados foram examinados e os autores concluíram haver liberação de íons da liga por corrosão. Nos rins, houve acúmulo preferencialmente de Mo e Si, e nos fígados Cr, Mo, Mn e Si. Apesar disto, segundo os autores, efeitos adversos ainda são desconhecidos.

Segundo Moraes, Guimarães e Elias (2007), os materiais em geral apresenta algum tipo de interação com o ambiente, o que pode comprometer sua utilização, devido à deteriorização das propriedades mecânicas, físicas ou de sua aparência. Um dos processos de degradação é a corrosão. A corrosão é classificada de acordo com a maneira que se manifesta, podendo ser: uniforme, galvânica, em frestas, por pites, intergranular, por lixívia seletiva, erosão-corrosão e corrosão sob tensão.

Biofilme e colonização bacteriana

Em 1969, Carlsson et al. colheram amostras de biofilme da prótese total e saliva de 20 pacientes edêntulos para avaliar a prevalência de *S. sanguis*, *S. mutans* e *S. salivarius*. O *S. sanguis* e o *S. mutans* foram encontrados em 17 e em 14 dos pacientes, respectivamente. Os microrganismos apresentaram-se em maior quantidade nas amostras de biofilme da superfície da prótese do que nas amostras salivares. Dos 20 pacientes, 7 não utilizaram suas próteses por 2 dias. As próteses dos pacientes eram reembasadas e a colheita salivar realizada. Os autores verificaram que o número de *S. mutans* e *S. sanguis* mostrou-se reduzido. Quando os pacientes retornaram ao uso das próteses, ambos os microrganismos foram detectados em todos os pacientes. Concluíram que a presença desses microrganismos é influenciada pelo uso de próteses, ao contrário do que acontece com *S. salivarius*.

Davenport (1970) investigou a distribuição e concentração de *Candida albicans* em pacientes com e sem Candidíase Atrófica Crônica. Constatou a presença de leveduras em 98% dos pacientes com Candidíase Atrófica Crônica e 60% dos pacientes do grupo controle. A concentração foi maior nos esfregaços das superfícies internas das próteses do que nos esfregaços da mucosa. Nas culturas salivares, a *Candida albicans* estava presente em 70% dos pacientes com a patologia e em 20% dos pacientes com mucosa sadia. Nas biópsias não foi evidenciada *Candida*, sugerindo que o tratamento deve ser direcionado, principalmente, para a prótese.

Van Reenen (1973) estudou o papel das bactérias na Candidíase Atrófica Crônica. Encontrou que o número de cocos gram-positivos, incluindo estreptococos, pneumococos e estafilococos, foi maior na mucosa palatina de pacientes com estomatite e sugeriu que nenhum microrganismo específico está associado com as lesões e que a infecção é causada por uma comunidade de microrganismos. O estudo mostrou que a maioria das bactérias isoladas das lesões foi capaz de aderir às células epiteliais palatinas e que os indivíduos que não usavam próteses apresentavam relativa ausência de bactérias na mucosa palatina quando comparados com os pacientes que usavam próteses. O estudo mostrou que *Candida albicans* penetrou mais na superfície não polida da prótese (interna) que estava em contato com a mucosa do que na superfície polida e sugeriu o selamento da superfície interna.

Em 1975, Budtz-Jørgensen et al. avaliaram a mucosa palatina de 465 pacientes usuários de próteses totais maxilares. A prevalência de estomatite protética foi de 65%. Cepas, principalmente no Grupo 1 os quais foram distribuídos em 2 grupos: grupo 1 (291 pacientes) - com Candidíase Atrófica Crônica; grupo 2 (172 pacientes) – com mucosa palatina clinicamente normal. A prevalência de estomatite protética foi de 65%. Em 93% dos pacientes do grupo 1, foram cultivadas leveduras e entre elas, 77% eram hifas de *Candida albicans*. No grupo 2, foram isoladas leveduras em 86% dos pacientes, sendo 47% de hifas de *Candida albicans*. Não houve diferença significativa da ocorrência de vários tipos de espécies comparando-se os dois grupos. Por outro lado, a contaminação bacteriana foi maior no grupo 2, revelando que infecções por *Candida* e higienização deficiente de próteses são muito comuns em idosos.

Connor et al. (1976), por meio de microscopia eletrônica de varredura, estudaram o biofilme depositado em discos metálicos removíveis inseridos em próteses totais superiores de 12 indivíduos e visualizaram microrganismos envolvidos em uma matriz sem estrutura, com variação na espessura e conteúdo. Os autores concluíram que, aparentemente, a espessura do biofilme era determinada pelo número de microrganismos presentes.

Estudando a prevalência, características clínicas e possíveis fatores etiológicos da Candidíase Atrófica Crônica, Catalan et al. (1977) examinaram 143 pacientes desdentados totais. Para quantificação dos níveis de biofilme, as superfícies internas

das próteses totais superiores foram evidenciadas e o grau de higiene avaliado de acordo com a seguinte escala:

- Higiene boa = $\frac{1}{4}$ da superfície evidenciada;
- Higiene Regular = metade da superfície evidenciada;
- Higiene Precária = mais da metade da superfície evidenciada.

A relação entre a higiene das próteses e as condições da mucosa bucal foi significativa, demonstrando que naqueles pacientes onde existia boa manutenção de higiene, as lesões não eram tão freqüentes. Quando a higiene foi precária, a frequência das lesões foi maior.

Andrup et al. (1977), estudaram a influência da higienização de próteses totais no tratamento da Candidíase Atrófica Crônica. Os autores avaliaram 33 pacientes acometidos com a patologia. Para avaliação dos níveis de biofilme, foi aplicada a seguinte escala de graduação:

Escore 1: pequena camada de biofilme visível na raspagem com instrumento rombo;

Escore 2: camada moderada de biofilme na raspagem com instrumento rombo;

Escore 3: Moderado acúmulo de biofilme;

Escore 4: Abundância de biofilme.

Os resultados demonstraram diminuição significativa dos níveis de biofilme após instituição de regime de limpeza.

Budtz-Jørgensen et al. (1981) realizaram testes microbiológicos e de microscopia, utilizando fitas adesivas na superfície interna de próteses totais maxilares de 17 indivíduos com mucosa palatina normal. Durante o período de observação (97 dias), os pacientes não higienizaram a superfície interna do aparelho protético. A contagem de leveduras constituiu menos de 1% do total de microrganismos evidenciados em todos pacientes. O biofilme apresentou predominância de cocos e bastonetes e assemelhou-se ao biofilme maduro da prótese total.

Vandenbussche e Swine (1984) encontraram grande número de leveduras na cavidade bucal de portadores de próteses totais, especialmente *Candida albicans* e *Candida glabrata*. A *Candida albicans* foi isolada em 82% e a *Candida glabrata* em 48% dos pacientes com mucosa oral saudável. As 2 espécies estavam associadas em 41% dos casos.

Em 1986, Fouche, Slabbert e Coogan identificaram os níveis de microrganismos aeróbios isolados de um grupo de indivíduos com Candidíase

Atrófica Crônica. Encontraram *Candida albicans* em todos os pacientes, com exceção de um, onde a *Candida tropicalis* foi detectada. Foram também identificadas 3 espécies de lactobacilos (*Lactobacillus acidophilus*, *Lactobacillus brevis*, *Lactobacillus salivarius*) e 7 espécies de estreptococos (*Streptococcus bovis*, *Streptococcus mitis*, *Streptococcus mutans*, *Streptococcus pneumoniae*, *Streptococcus salivarius*, *Streptococcus sanguis* I e II). *Micrococcus luteus*, *Micrococcus varians* e *Staphylococcus epidermidis* também foram encontrados.

Walter et al. (1986) acompanharam o desenvolvimento de biofilme em pacientes com Candidíase Atrófica Crônica. Foram inseridos nas próteses totais discos de acrílico removíveis em vários intervalos de tempo, sendo que nas primeiras 24 horas, o paciente não removeu a prótese e somente lavou a cavidade bucal com água corrente. Os discos foram preparados para análise em microscópio eletrônico de varredura, onde se observou uma fina película na superfície da resina acrílica que aumentou em espessura a partir das primeiras 9 horas até 28 horas. Os primeiros microrganismos a colonizar o aparelho foram gram-positivos (cocos e bastonetes); sendo que um aumento na espessura foi observado entre 24 e 48 horas. Posteriormente, bactérias gram-negativas e filamentosas começaram a tornar-se aparentes. Em todas as amostras a presença de *Candida* foi rara. Concluíram que os microrganismos retidos nas porosidades da resina estão relacionados ao desenvolvimento do biofilme.

Theilade e Budtz-Jørgensen (1988) estudaram a microbiota de 8 pacientes com Candidíase Atrófica Crônica e encontraram que os estreptococos constituíam de 17 a 76% dos microrganismos isolados de cada amostra (identificados como *Streptococcus mitis*, *Streptococcus milleri*, *Streptococcus mutans*, *Streptococcus salivarius* e *Streptococcus sanguis*). Os estafilococos, (principalmente *Staphylococcus aureus*) constituíam 2 a 15%. Os bacilos gram-positivos correspondiam a valores entre 5 e 72%, cocos gram-negativos entre 0 e 28% e bacilos gram-negativos entre 0 e 1,8%. A contagem de leveduras viáveis variou de 0 a 1,7%. Os resultados mostraram que o biofilme da prótese total indutor de Candidíase Atrófica Crônica tem uma microbiota complexa e variável e é similar à microbiota de pacientes com mucosa oral sadia. A microbiota nos casos de Candidíase Atrófica Crônica apresentou maior porcentagem de leveduras. Segundo os autores, devido à similaridade e à variação individual, a quantificação do biofilme

deve ser mais importante que a sua composição. As leveduras são consideradas oportunistas nesta patologia.

Em 1992, Edgerton e Levine descreveram a constituição bioquímica da película adquirida na formação do biofilme da dentadura. A película formada após duas horas de inserção na cavidade bucal da prótese criteriosamente higienizada (escovação e ultrassom) foi colhida e analisada. Verificaram a presença de amilase salivar, mucina de alto peso molecular, lisozima, albumina, maior quantidade de imunoglobulina A, soro salivar com produtos de degradação e componentes celulares de *Candida albicans*, indicando maior atividade deste microrganismo.

Mäihönen et al. (1998) afirmaram que a introdução de uma prótese parcial removível na cavidade bucal modifica o ambiente ecológico. Esta mudança pode ser quantitativa (aumento da quantidade total de microrganismos) ou qualitativa (aumento de determinado microrganismo da microbiota bucal). Isto pode expor o paciente a maior risco de sofrer danos nos tecidos, entre eles a inflamação da mucosa bucal.

Taylor, Maryan e Verran (1998) compararam in vitro a retenção de *S. Oralis*, *A. viscosus* e *C. albicans* nas superfícies polidas ou não de cobalto-cromo e resina acrílica das próteses, através da incubação destes microrganismos com os materiais por uma hora a 37°C. Posteriormente foi realizada contagem das células usando análise de imagem. Os autores concluíram que o polimento das superfícies não reduziu a adesão de microrganismos.

Segundo Nikawa et al. (1998) existem trabalhos que indicam que há possibilidade do biofilme da prótese total contendo espécies de *Candida* ser responsável pelo aparecimento de cáries, raízes cariadas e periodontite de pilares ou dentes adjacentes ou antagônicos às próteses totais unitárias ou parciais. Deste modo, os autores relatam que o controle efetivo do biofilme da prótese é essencial, e embora haja muitas avaliações da eficácia de higienizadores de próteses totais, pouca atenção tem sido dada aos materiais e métodos usados para avaliar estes agentes.

Walber e Rados (2000) realizaram um estudo comparativo de tratamento da estomatite protética por reembasamento ou substituição das próteses totais. Foram selecionados 30 pacientes, que foram divididos em dois grupos experimentais: dezoito pacientes tiveram suas próteses maxilares substituídas e os outros doze tiveram suas próteses reembasadas. Foi solicitado aos pacientes que removessem

suas próteses à noite e as imergissem em uma solução de hipoclorito de sódio 2,5% diluído em um copo d'água. Os pacientes foram monitorados por 8 semanas e foi constatada melhora em 90% no prazo de 4 semanas para ambos os grupos. Os autores concluíram que os dois tratamentos se mostraram eficientes no controle da estomatite protética.

Morgan e Wilson, em 2001, avaliaram os efeitos da rugosidade superficial e tipo de resina acrílica no desenvolvimento de *Streptococcus oralis*. Foram utilizadas resinas acrílicas termopolimerizável e autopolimerizável. Os resultados demonstraram que após 2 horas, o número de microrganismos foi significativamente maior na resina acrílica autopolimerizável que na termopolimerizável e para ambas as resinas, a colonização aumentou conforme havia aumento da rugosidade.

Kulak-Oskan, Kazazoglu e Arikan (2002) avaliaram os hábitos de higiene oral, limpeza de próteses totais e presença de estomatite protética em idosos. Setenta próteses totais foram avaliadas clinicamente e microbiologicamente. Os resultados demonstraram que 48,6% das próteses apresentavam higienização deficiente e somente 15,7% apresentavam higienização considerada excelente. Em 38,6% das próteses havia a presença de *Candida*.

Barbeau et al., em 2003, reavaliaram a associação de *Candida albicans* com estomatite protética. Na classificação dos autores, houve alta prevalência de cepas e colonização de microrganismos, principalmente em pacientes com inflamação mais severa. Os autores constataram que pacientes que não retiravam as próteses para dormir e fumantes apresentavam maior grau de inflamação. Os autores sugeriram que o processo inflamatório da estomatite favorecia a colonização de *Candida*.

Wöstman et al. (2005), em uma revisão de literatura, sugeriram maior número de *S. mutans* em usuários de próteses parciais removíveis, relatando haver correlação entre o uso de PPR e a presença de cáries cervicais, sendo ainda comum a presença de cáries em pacientes idosos.

Berger et al. (2006) avaliaram a rugosidade superficial de resinas acrílicas para base de próteses após processamento e polimento. Foram utilizados 4 tipos de resina acrílica (termopolimerizável, autopolimerizável, polimerizável por microondas e injetável) e 4 tipos de polimento (convencional, Axis, Brasseler e Shofu) foram avaliados. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as resinas antes do polimento: as resinas injetada e termopolimerizável apresentaram menor rugosidade que a autopolimerizável. Os valores da resina polimerizada por

microondas não diferiram dos valores das demais resinas. Após o polimento convencional com pedra-pomes e um composto de polimento, as resinas injetadas e de microondas apresentaram menores valores de rugosidade que a autopolimerizável. A resina termopolimerizável não apresentou diferença das demais. Após polimento com os kits comerciais, as resinas injetada, de microondas e termopolimerizável apresentaram menor rugosidade que a autopolimerizável. Não houve diferença entre os três sistemas de polimento. Houve diferença estatística entre os métodos convencional e os kits comerciais, tendo o primeiro apresentado menores valores de rugosidade. Os autores sugeriram a utilização do polimento convencional com pedra-pomes e compósitos, salientando a necessidade de se obter menor porosidade para evitar a colonização de microrganismos patogênicos.

Métodos de higienização

Sexson e Phillips (1951) avaliaram os efeitos dos procedimentos de limpeza sobre a superfície das resinas acrílicas. Previamente aos ensaios laboratoriais, pesquisaram em 370 pacientes portadores de próteses totais, quais os materiais, métodos e frequência de higienização de suas próteses. A maioria respondeu que utilizava dentífrício comum, associado à escovação, duas vezes ao dia. Foram também avaliados os efeitos dos higienizadores de prótese mais usados sobre as resinas acrílicas (base e dentes artificiais), por meio de medidas de perda de peso, mudanças no brilho e exames microscópicos da superfície. Uma máquina de escovação (Pepsodent®) foi empregada, com os corpos-de-prova estáticos ou em rotação, para mudança na trajetória da escovação. Os higienizadores caseiros causaram perda de peso duas vezes maior que os dentífrícios. Agentes variados, como o sabão, a soda e o sal produziram efeitos mínimos. A mudança de brilho e a formação de riscos e cavidades se correlacionaram com os resultados da perda de peso. Os corpos-de-prova estáticos apresentaram a mesma perda de peso que os submetidos à rotação, porém perderam mais brilho, com maior formação de cavidades e riscos. Foi concluído que os produtos caseiros e dentífrícios abrasivos devem ser contra-indicados para a limpeza das próteses, devido aos seus efeitos deletérios que podem tornar a manutenção da higiene mais difícil, devido ao aumento da rugosidade superficial.

Langwell (1955), em um dos primeiros trabalhos sobre higienizadores de prótese, classifica-os em hipocloritos alcalinos, peróxidos alcalinos e ácidos

clorídricos diluídos. Os pós-abrasivos não são considerados, pois, segundo o autor, podem prejudicar a adaptação do aparelho.

Smith (1961) realizou um estudo sobre higienizadores de prótese, avaliando a eficácia na higienização, a possível corrosão e outros efeitos deletérios aos materiais constituintes da prótese. 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 grupo químico 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, sendo que a imersão não foi efetiva na remoção de depósitos calcificados. Desse modo, os autores recomendaram a escovação associada a higienizadores químicos.

Smith (1966) classificou os agentes de limpeza em pós, soluções de hipocloritos alcalinos, soluções de peróxidos alcalinos, ácidos minerais diluídos e pastas. Segundo o autor, embora a escovação rotineira com sabão mantenha a superfície da prótese total polida, existem estudos mostrando a necessidade de um auxílio complementar. Evidências clínicas e comerciais mostram que higienizadores oxidantes são muito utilizados, mas que nem sempre são efetivos, sendo necessária a formulação de um higienizador que solubilize rapidamente o depósito sem afetar o material da prótese.

MacCallum et al. (1968) classificaram os higienizadores em dois grupos: soluções higienizadoras (hipocloritos alcalinos, peróxidos alcalinos e ácidos minerais diluídos) e higienizadores abrasivos (pós e pastas). Realizaram uma avaliação dos hábitos de higiene de próteses totais por meio de questionários e exame das próteses. De um total de 1000 pacientes, verificaram que uma ampla variedade de higienizadores era usada, totalizando 34 materiais diferentes, sendo muito utilizado o higienizador peróxido alcalino. Destes 1000 pacientes, somente 175 estavam insatisfeitos com seu método de limpeza da prótese, sendo que 698 possuíam próteses manchadas.

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, próteses foram confeccionadas e seccionadas, sendo metade utilizada como controle e a outra submetida a procedimentos de higienização (escovação e 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 em soluções de peróxido alcalino e hipoclorito constituíram um método seguro e efetivo de higienização, e que a escovação foi responsável 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 foram 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.

Wagner (1973) estudou os materiais e métodos para manutenção da higiene oral de pacientes parcialmente edêntulos. O autor relatou a dificuldade de adaptação dos pacientes e a necessidade da orientação por parte do cirurgião-dentista. Sugeriu a higienização com escova macia associada com sabonete líquido diluído em água (1:9) e a imersão em higienizadores comerciais. O autor ressaltou a importância a escovação após as imersões, para limpar a prótese completamente.

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 portadores 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 1 hora). 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 adversos, 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.

Shannon e Starcke, em 1978, realizaram avaliações laboratoriais e clínicas da capacidade de remoção de biofilme de produtos de higiene específicos para limpeza de próteses. Amostras de resina acrílica foram imersas em pastilha Polident®, Mersene®, Sonac Solution® e Sonac Electrosonic®, VA Cleanser® e água deionizada como controle. O tempo experimental foi de 15 minutos. O biofilme foi evidenciado antes e após as imersões nas soluções higienizadoras e foi quantificado por meio da atribuição de escores. Os tratamentos com Mersene® e higienizador VA Cleanser foram mais efetivos que com a pastilha Polident®. A solução Sonac isolada e em conjunto com o aparelho Sonac Electrosonic® foi mais efetiva que a imersão em Polident®, porém menos eficaz que Mersene® e VA®. No estudo clínico, as imersões em Mersene® e VA® também foram efetivas na limpeza das próteses.

Budtz-Jørgensen (1979), classificou os agentes higienizadores em pertencentes ao método mecânico (escovação, pastas e pós, agitação ultra-sônica) e ao químico (peróxidos alcalinos, hipocloritos alcalinos, agentes desinfetantes e enzimas). De acordo com o autor, próteses mal higienizadas são consequência da

limpeza mecânica inadequada e da ineficácia da maioria dos produtos comerciais para higienização química das próteses. Também salientou a importância do biofilme na saúde da mucosa oral e na saúde geral do paciente, sendo que é obrigação do paciente manter a higienização por meio de cuidados diários e obrigação do dentista instruir e motivar o paciente. O autor salientou que pesquisas devem ser direcionadas para o desenvolvimento de agentes higienizadores que mantenham as próteses isentas de biofilme com um período de imersão diário de 15 a 30 minutos e não afetem a cor e a superfície polida da resina acrílica. O autor recomendou o uso de escova macia e dentifrício com baixo teor abrasivo. Segundo o autor, os higienizadores à base de peróxido podem causar branqueamento nas resinas resilientes e os hipocloritos alcalinos podem manchar e corroer os componentes metálicos da prótese, assim como as soluções higienizadoras à base de ácidos diluídos. Demonstrou ainda que a imersão diária de próteses totais em gluconato de clorexidina 1% ou 2% poderia causar manchamento da resina.

Abere (1979) classificou os higienizadores em agentes químicos para imersão (hipocloritos alcalinos, peróxidos alcalinos, ácidos diluídos e enzimas), ultrassom, escovação e pastas ou abrasivos para próteses. Segundo o autor, a higienização das próteses deve ser realizadas diariamente, com remoção de biofilme e resíduos alimentares, utilizando-se escova específica e sabão neutro. Em regiões da prótese onde não há o alcance da escova, deve-se utilizar uma solução diluída de alvejante, para fricção na superfície da prótese. Soluções de imersão devem ser indicadas para pacientes debilitados ou idosos.

Ito et al. (1980), avaliaram os efeitos do cloreto de cetilpiridínio 0,005 % na inibição do biofilme dental, por meio da metodologia quantitativa de pesagem de papel. Foram selecionados 68 indivíduos que realizaram dois bochechos diários da solução por 30 segundos, durante um período experimental de quatro semanas. O biofilme foi evidenciado com fucsina básica (3%) em seis superfícies dentais e tais superfícies foram fotografadas com filme para diapositivos. Com a finalidade de estimar a porcentagem da face dental recoberta pelo biofilme, esses diapositivos foram projetados (aumento de 10X), traçados sobre papel e foi realizado o contorno da face interessada e do biofilme. Estes traçados foram recortados e pesados para obtenção da porcentagem da superfície correspondente ao biofilme. A média aritmética dos valores encontrados, em cada uma das seis faces examinadas, forneceu a porcentagem total das áreas recobertas pelo biofilme dental por ocasião

de cada visita. Quando a diluição a 0,005% foi utilizada, houve inibição do biofilme dental acompanhada de redução do número de *Streptococcus mutans*. O cloreto de cetilpiridínio mostrou-se eficaz na prevenção do biofilme dental.

Abelson (1981) avaliou a capacidade de remoção de biofilme de um novo aparelho ultra-sônico (Sonic Scrub®) usado com água comparando com produtos à base de peróxido alcalino: Efferdent® e Polident®. Próteses totais de 18 pacientes foram examinadas, limpas e polidas. Os voluntários deixaram de higienizar suas próteses por 3 dias anteriores a cada sessão, perfazendo um total de 3 sessões. Foram atribuídos três critérios de escores: número de dentes apresentando biofilme, índice de biofilme em dentes pré-selecionados e índice de biofilme na base da prótese. Os critérios foram aplicados antes e após a utilização dos produtos de higiene. Os resultados demonstraram superioridade do ultrassom quando comparado com os higienizadores de imersão.

Augsburger e Elahi (1982) estudaram a eficiência de 7 higienizadores químicos de imersão para próteses em um grupo de 110 pacientes usuários de próteses totais. Os produtos utilizados foram: Denalan®, Mersene®, Efferdent® e em duas versões, Polident®, e duas versões do Kleenite®. As próteses apresentavam biofilme acumulado que foi removido previamente. Os pacientes foram instruídos a não higienizarem suas próteses por 24 horas antes do início do estudo. As próteses foram evidenciadas e examinadas quanto à presença de biofilme e manchas, por meio de atribuição de escores. Foram realizadas as imersões de acordo com as instruções dos fabricantes por 10 minutos, e em seguida foram atribuídos novos escores. Os autores concluíram que o período de imersão utilizado não foi efetivo na remoção do biofilme, sendo recomendados períodos mais longos associados à escovação mecânica. O Mersene® e versão mais recente do Kleenite® foram os mais efetivos, tanto para remoção de manchas como para remoção de biofilme.

Kempler et al. (1982) avaliaram a eficácia de várias concentrações de hipoclorito de sódio na remoção de depósitos acumulados em próteses parciais e totais, comparando-as com higienizadores disponíveis no mercado. Foram utilizados os seguintes higienizadores: Polident®, Efferdent®, Denalan®, Hipoclorito de sódio 1% (Clorox®), Hipoclorito de sódio 5%, Hipoclorito de sódio 25%, Hipoclorito de sódio 50% e água de torneira. Foram seguidas as instruções dos fabricantes na higienização com os produtos comerciais. Os grupos de hipoclorito de sódio e o grupo controle foram imersos por 10 minutos. As próteses foram fotografadas e

avaliadas por escala de pontos. As soluções de hipoclorito de sódio apresentaram melhor limpeza das próteses, quando comparadas aos produtos comerciais testados. As soluções de hipoclorito de sódio completaram a limpeza dentro de 2 a 3 minutos, mas as próteses permaneceram em solução por 10 minutos. A solução de hipoclorito de sódio 50% mostrou-se mais efetiva que os agentes de limpeza avaliados.

A especificação sobre higienizadores de prótese do Council on Dental Materials, Instruments and Equipment, 1983, afirma que os produtos comercialmente disponíveis são classificados em pastas abrasivas suaves, agentes oxidantes (hipocloritos, peróxidos e persulfatos), ácidos minerais e enzimas. Afirma também que os testes de eficácia dos higienizadores apresentam resultados variados, pois dependem das condições dos testes e ressalta os riscos dos higienizadores, devendo o paciente observar as precauções quando da ingestão acidental dos produtos ou enxágue inadequado das próteses após as imersões. As instruções e indicações do uso de tais produtos deveriam vir escritas na prescrição dos fabricantes.

Ferran et al. (1984) dividem a higienização dos usuários de prótese total em higiene do aparelho e higiene da mucosa (língua, rebordos alveolares residuais e palato). Os produtos devem ser anti-sépticos e não corrosivos à prótese. Os autores preconizam a escovação do aparelho e da mucosa 3 vezes ao dia e a imersão rotineira do aparelho por no mínimo 10 minutos em anti-sépticos.

Moore et al., em 1984, avaliaram e compararam a efetividade de métodos de higienização na limpeza de próteses. O estudo foi dividido em duas partes, uma laboratorial e outra clínica. O estudo laboratorial avaliou a capacidade de agentes químicos de limpeza (Denalan®, Mersene®, Polident®, Efferdent®, Miller® e Clorox/Calgon®, avaliadas em concentrações $\frac{1}{4}$, $\frac{1}{2}$ e 1 das recomendadas pelos fabricantes) de eliminar *Candida albicans*. Os resultados revelaram que Mersene®, Clorox/Calgon® e Miller® demonstraram atividade fungicida semelhante em todas as concentrações e tempos (15, 30, 60 minutos). A fase clínica foi realizada com 10 pacientes. Foi excluído o agente Denalan®, pois foi o menos fungicida e adicionado o agente Kleenite®. As amostras seguiram os seguintes tratamentos: 1) para as soluções químicas, as próteses foram imersas em água destilada com o agente de limpeza por 30 minutos; 2) escovação com escova de cerdas macias, sabão e água corrente por 60 segundos; 3) imersão da prótese em água destilada por 30 minutos

(controle). Os resultados deste estudo mostraram que a imersão em Miller® e Kleenite® foi o método mais eficiente, seguido da escovação e imersão em Mersene®. Apesar do Clorox/Calgon® ter se mostrado eficiente no estudo laboratorial, não foi efetivo clinicamente. Os autores sugeriram o acréscimo de lauril sulfato de sódio ao hipoclorito de sódio, substância presente nos materiais Kleenite® e Mersene® para se potencializar o efeito higienizador.

Tarbet et al., em 1984, avaliaram a efetividade de métodos de limpeza na remoção de biofilme de todas as superfícies de próteses totais. Os métodos utilizados foram a imersão em dois agentes químicos de limpeza, Polident® e Efferdent®, além da escovação com pasta de baixa abrasividade. Os voluntários foram separados aleatoriamente em 3 grupos, referente aos métodos citados anteriormente. Os pacientes retornaram a cada 7 dias, para registro do biofilme. Os resultados mostraram que a escovação com pasta de baixa abrasividade provavelmente ocasionou polimento da superfície, resultando em acúmulo inferior de biofilme quando comparado com os demais grupos.

Abelson (1985) classificou os agentes higienizadores em soluções químicas para imersão (hipocloritos alcalinos e peróxidos alcalinos), agentes abrasivos (pós e pastas), ácidos, ultrassom, antibacterianos e enzimas. O autor realizou uma revisão de literatura sobre biofilme e higienizadores de prótese, modo de ação e eficácia considerando que o produto ideal para higienização das próteses não existe e que deve ser recomendado o uso de mais de um produto para suprir as necessidades da maioria dos pacientes. Concluiu que a escovação com dentífrício apropriado é o método mais eficaz e deve escolhido para pacientes com destreza manual. No caso de próteses acrílicas, a imersão em soluções de hipoclorito é também efetiva para aqueles pacientes que necessitam do emprego de uma solução de imersão, podendo ser utilizado também o peróxido alcalino. O autor salienta ainda que o produto ideal deve ser de fácil manipulação, remover efetivamente os depósitos (orgânicos e inorgânicos), ser bactericida e fungicida, não tóxico aos tecidos bucais e não provocar nenhum dano aos materiais usados na confecção da prótese total.

Segundo a ADA Council on Dental Therapeutics and Council on Prosthetic Services and Dental Laboratory Relations (1985), as soluções de cloro, como o hipoclorito de sódio, foram introduzidas como anti-sépticos em 1835, sendo rotineiramente empregadas como alvejantes caseiros (solução hipoclorito a 5,25%). Como desinfetante de superfície, a concentração varia de 1 parte de alvejante para

100 partes de água. Em relação aos aparelhos protéticos, é recomendada a imersão do aparelho numa diluição na proporção de 1:10, sendo que o tempo de exposição varia de 10 a 30 minutos.

Lee et al. (1985) relataram que vários métodos de limpeza de próteses totais têm sido avaliados quanto à sua eficácia e nenhum foi aceito, ainda, como o melhor. Os autores avaliaram métodos populares de limpeza e tentaram desenvolver uma maneira simples de higienização. Pelos resultados obtidos, o método combinado (escovação e higienizador do tipo imersão) foi o método mais efetivo de limpeza, sendo que a escovação deve ser precedida pela imersão. O streptococcus foi o microrganismo mais comum no biofilme da dentadura e não houve diferença quanto aos microrganismos quando as dentaduras superiores e inferiores foram comparadas.

Robinson, McCabe e Storer (1985) 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®) e posteriormente submetidas à transmissão de luz. Nenhuma resina apresentou branqueamento visível. Para as próteses dos pacientes severamente branqueadas concluíram haver evidências de terem sido afetadas por agentes externos, baseados nos resultados obtidos experimentalmente.

Crawford et al., em 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 resinas acrílicas termo e autopolimerizáveis submetidas a tratamentos higienizadores, incluindo a exposição a

altas temperaturas da água (95°C) e a vapor de solvente (acetona). Os higienizadores utilizados foram: Steradent®, hipoclorito de sódio e água (controle). Os autores concluíram que independentemente da solução, houve clareamento na temperatura de 95°C. A exposição a vapor de solvente antes da imersão aumentou o efeito branqueador. Concluíram que houve uma diminuição da resistência a flexão.

Dills et al., em 1988, compararam a efetividade antimicrobiana de dois métodos de higiene (escovação e imersão). Foram realizadas duas avaliações clínicas utilizando uma pasta abrasiva (Dentu-Cream®) e um produto químico à base de peróxido alcalino para imersão (Efferdent®). Na primeira avaliação, 14 pacientes foram instruídos a não realizar nenhum procedimento de higienização por 48 horas. Ao início do tratamento, foram instruídos a limparem suas próteses com um dos seguintes tratamentos: escovação com pasta abrasiva para próteses por 30 segundos; imersão em Efferdent® por 12 minutos a 45°C; escovação associada com imersão e nenhum tratamento. Na segunda avaliação, 16 pacientes não realizaram nenhum procedimento de limpeza da prótese por 72 horas e realizaram os mesmos tratamentos da primeira etapa. Foram obtidos esfregaços das superfícies internas das próteses e foram realizadas semeaduras em meios de cultura. Os resultados demonstraram superioridade do método de imersão, mesmo quando comparado com o método combinado. De acordo com os resultados, há a necessidade do uso de um agente higienizador químico em adição à escovação com uma pasta adequada para prótese.

Segundo Devlin e Bedi (1988), nota-se que rotineiramente na clínica odontológica, pouco tempo de trabalho é destinado às instruções e cuidados de uso das próteses totais. Um estudo sobre a saúde oral de portadores de próteses totais revelou que, entre os indivíduos que haviam perdido os dentes remanescentes nos últimos 10 anos, somente 39% relataram ter recebido informações básicas de seus dentistas, como por exemplo, quanto ao uso ou não de suas próteses à noite. Para os conceitos básicos de saúde serem mais efetivamente aplicados, os cirurgiões-dentistas devem ser claros quanto às instruções transmitidas aos pacientes. Quando o profissional de saúde comunica-se bem, ele aumenta a satisfação de seu paciente com o tratamento. De acordo com os autores, há uma relação positiva entre a satisfação do paciente e as informações relevantes transmitidas de forma clara na clínica médica. A mesma relação tem sido demonstrada na prática dental, onde os

pacientes recebem por escrito as instruções quanto aos retornos e cuidados com as próteses totais. Quando necessário, o cirurgião-dentista deve dispor de maior tempo instruindo os pacientes com princípios básicos de cuidados com as próteses. Essas instruções devem ser passadas aos pacientes de forma oral e por escrito e o cirurgião-dentista deve orientar quanto aos cuidados com as próteses totais durante à noite, quanto à mastigação, salivação, limpeza, limitações e tempo de vida útil dos aparelhos.

Arab, Newton e Lloyd, em 1988, estudaram a importância da temperatura da água nos procedimentos de limpeza da prótese. As temperaturas experimentadas foram de 50°C (recomendada pela maioria dos fabricantes de pastilhas efervescentes), 60°C, 70°C, 80°C, 90°C e 100°C. Os resultados mostraram que as temperaturas acima de 80°C causaram efeitos adversos 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.

Walker, em 1988, estudou a eficiência da adição de solução antimicrobiana aos enxaguatórios bucais e sua efetividade contra a formação de biofilme e efeito no controle da gengivite. Foram avaliados neste estudo o Listerine® e o Periogard®. O uso do gluconato de clorexidina a 0,12% (Periogard®) resultou em reduções significantes, após 3 e 6 meses de uso, no número total de anaeróbicos, aeróbios, *Streptococcus* e *Actinomyces*.

Hoad-Reddick et al., em 1990, investigaram a higienização de próteses em população idosa. Os autores constataram: 1) alto nível de edentulismo; 2) 84,2% higienizavam as próteses sozinhos; 3) o método de higienização considerado mais satisfatório (escovação e imersão) era utilizado por 40,2%; 4) 79,1% das próteses eram higienizadas diariamente; 5) 83,3% dos pacientes apresentaram-se sem qualquer orientação quanto à higienização; 6) 55,3% eram usuários de próteses com até 5 anos de uso; 7) 27,9% das próteses com higiene satisfatória e 15,8% com higiene deficiente eram imersas regularmente, e em 71,7% das próteses com higiene satisfatória e em 55,8% das com higiene insatisfatória foram utilizados agentes químicos de limpeza; 8) estomatite protética e queilite angular foram observadas duas vezes mais em pacientes usuários de próteses com higiene insatisfatória. Os autores concluíram que apenas 40% das próteses encontravam-se

devidamente higienizadas, e que a maioria dos usuários não foram orientados sobre como realizar correta higienização.

Paranhos, Malachias e Pardini (1991) classificaram os agentes higienizadores em métodos mecânicos (escovação e ultrassom) e químicos (hipocloritos alcalinos, peróxidos alcalinos, ácidos, enzimas e desinfetantes). Segundos os autores, uma limpeza efetiva é obtida com a associação dos dois métodos. O paciente deve ser devidamente instruído pelo cirurgião-dentista quanto ao uso dos agentes higienizadores, sendo de sua responsabilidade a manutenção da higiene por meio de cuidados diários.

Chan et al. (1991) compararam a eficácia de uma solução para imersão (Efferdent®) e uma pasta para prótese (Dentu-Cream®), na remoção e eliminação de bactérias do biofilme de próteses removíveis. Participaram do estudo dezoito pacientes que não realizaram nenhum procedimento de limpeza por 48 horas e foram distribuídos em dos seguintes grupos de tratamento: nenhum tratamento; escovação com a pasta por 30 segundos; imersão em água a 45°C por 12 minutos e escovação seguida de imersão em Efferdent®. Os tratamentos foram realizados durante duas semanas. Colheitas microbiológicas foram realizadas antes e após cada tratamento. Os resultados mostraram que a imersão foi tão efetiva quanto o tratamento combinado na remoção e eliminação de fusobactérias. O tratamento combinado foi mais efetivo na remoção de bactérias facultativas e anaeróbias. O tratamento combinado removeu resíduos alimentares, sendo, de acordo com os autores, o método mais indicado para higienização de próteses totais removíveis.

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.

Jagger e Harrison (1995) avaliaram quais os métodos de higienização mais comum entre os usuários de próteses totais e parciais removíveis. Cem pacientes participaram da pesquisa. Os resultados mostraram que 46% dos pacientes relataram que nunca haviam recebido orientação sobre como higienizar as próteses. O peróxido alcalino foi o agente químico de higienização mais comumente utilizado. Os autores afirmaram que a escovação é um método eficiente de higienização e que exige, porém, destreza manual. Os autores sugeriram, ainda, que as próteses com estrutura metálica podem ser higienizadas pela imersão em solução de peróxido alcalino associado a enzimas proteolíticas.

Webb et al. (1995), após revisão de literatura sobre o efeito do hipoclorito de sódio no potencial patogênico das espécies de *Candida*, concluíram que o hipoclorito de sódio pode afetar a habilidade das leveduras em se manter como parte da microbiota oral, já que há diminuição destes microrganismos na superfície da prótese total. Os autores sugeriram que o hipoclorito de sódio pode funcionar como efetivo agente antifúngico, quando usado como higienizador de próteses dentárias, em casos de estomatite protética.

Keng e Lim (1996) avaliaram a distribuição do biofilme em 42 próteses totais maxilares e mandibulares e a eficácia da pastilha Polident®. Cinco regiões das próteses (palatina, superfície interna, labial anterior, bucal direita e esquerda) foram coradas e fotografadas. As próteses foram imersas em 200 ml de água com a pastilha Polident® por 20 minutos, seguindo as instruções do fabricante. As próteses foram coradas e fotografadas novamente, e avaliadas por meio de atribuição de escores. Os resultados mostraram que o biofilme tende a se acumular mais facilmente na superfície interna da prótese que nas superfícies polidas. O uso do higienizador de imersão apresentou efetividade limitada, uma vez que houve pequena redução da quantidade de biofilme.

Unlü et al. (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 relatam 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. Concluíram que a Polident® apresentou o menor efeito branqueador em resinas acrílicas e a Corega Tabs®, o maior.

Kulak et al., em 1997, avaliaram os efeitos da escovação e das soluções químicas hipoclorito de sódio a 5%, Savlon® (clorexidina a 1 %) e Ipanol® (enxaguatório bucal), além dos agentes químicos efervescentes Corega Tabs®, Dentipur® e Fittydent® na superfície de próteses totais. As próteses foram imersas nas soluções no período noturno. Observou-se que todas as soluções reduziram a porcentagem de área da amostra coberta por biofilme quando comparadas com o controle (escovação). Os autores sugeriram que a limpeza mecânica isoladamente não é efetiva na remoção total de microrganismos.

Polyzois et al., em 1997, avaliaram os efeitos de soluções desinfetantes na cor de resinas acrílicas (termopolimerizável, fotoativada e autopolimerizável). Foram utilizados quatro desinfetantes (Klinex®, Cidex 7®, Hibitane® e Cabadol®) e 3 resinas (Paladon 65®, Triad® e ProBase Cold®). As amostras foram imersas nos desinfetantes por 10 minutos, 10 horas e 7 dias. Amostras adicionais foram imersas em água como controle. Os autores realizaram a leitura das medidas de cor por meio de um colorímetro, utilizando o sistema NBS (National Bureau Standards). As resinas ProBase Cold® e Triad® demonstraram os maiores valores de alteração de cor quando imersas no desinfetante Cabadol após 7 dias. A resina Paladon 65® apresentou a maior 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 a ação de desinfetantes químicos na textura superficial e na cor de resina acrílica. Foram analisadas cinco soluções (Clorox®, Banicide®, Cidex 7®, Biocide® e Multicide®), uma resina termopolimerizável (Lucitone 199®), uma resina fotopolimerizável (Triad®) em quatro tempos de imersão (10 minutos, 30 minutos, 24 horas e 7 dias). Foram encontradas diferenças estatísticas tanto para cor como para textura superficial entre os tratamentos, porém essas alterações foram clinicamente insignificante. Concluíram que o desinfetante fenólico Multicide® não deve ser utilizado em resinas por ter causado danos na resina acrílica após 30 minutos.

Bollen et al., em 1997, realizaram revisão de literatura sobre os valores de rugosidade superficial de alguns materiais dentários e a alteração destes valores em consequência de diferentes tratamentos. As resinas acrílicas quando polidas, apresentaram valores de 0,03 a 0,75 μm de Ra. Assim, relataram que é possível este material apresentar valores abaixo do que é considerado o mínimo para adesão

e retenção microbiana (0,2 μ m). A higienização da prótese com escova e pastas abrasivas pode riscar a superfície das próteses, elevando o valor da rugosidade superficial. Os autores afirmaram, ainda, que cada material necessita de tratamento específico a fim de apresentar e manter as superfícies lisas.

Lacerda (1998) revisou os recursos utilizados para a limpeza das próteses totais e classificou os agentes higienizadores em limpadores químicos (hipoclorito de sódio, cremes dentais, peróxidos, bicarbonato de sódio e perborato de sódio) e mecânicos (escovas e ultrassom). Sugeriu a personalização das orientações de higienização, dimensionando-as de acordo com o grau de instrução dos pacientes.

Nikawa et al. (1999) realizaram revisão de literatura sobre métodos de higiene empregados e sua eficácia. Afirmaram que os diversos higienizadores de prótese não demonstraram mesma eficácia in vivo que in vitro. Enfatizaram a necessidade de padronização da metodologia, realização de ensaios in vitro e in vivo e avaliação qualitativa e quantitativa do biofilme presente na prótese. Ainda, segundo os autores, as soluções químicas do tipo imersão para próteses totais comercializadas podem ser classificadas de acordo com seu modo de ação ou de acordo com seus componentes de limpeza: hipocloritos, peróxidos, peróxidos neutros com enzimas, enzimas, ácidos, drogas e enxaguatórios bucais para próteses totais. Os resultados do estudo mostraram que a escovação isolada é insuficiente para o controle do biofilme e que a associação de higienizadores químicos à escovação é indispensável para os cuidados caseiros diários.

Sesma et al. (1999) investigaram a eficácia de 3 métodos de higienização de próteses parciais removíveis por meio da análise em microscópio eletrônico de varredura. Foram avaliados três métodos em 10 pacientes usuários de próteses parciais removíveis: escovação com dentifrício; escovas de dentes com dentifrício associada à imersão em produto químico manipulado a base de perborato de sódio (limpador efervescente, Fórmula e Ação®) e escovação com dentifrício associada à aplicação de digluconato de clorexidina a 2%. Os pacientes utilizaram cada método por uma semana. Após 7 dias, amostras foram obtidas da região interna da sela das próteses para análise em microscópio eletrônico de varredura. Observou-se que o uso do método mecânico associado à imersão da prótese no produto químico efervescente promoveu melhor higienização em relação ao uso do método mecânico. Mas a aplicação da clorexidina a 2% na parte interna da sela da prótese associada ao método mecânico foi melhor que os métodos anteriores. Apesar disto,

concluiu-se que nenhum dos métodos conseguiu eliminar totalmente o biofilme da superfície das próteses.

Shay, em 2000, classificou os métodos de higiene em mecânicos (escovação e uso de aparelho ultrassônico), químicos (solução doméstica, exposição ao oxigênio por meio de secagem e radiação por microondas) e combinado. A solução doméstica mais comumente utilizada é o alvejante diluído em água (hipoclorito de sódio na proporção 1:10). O autor concluiu que somente a escovação não é efetiva no controle de efervescente comercial constitui um método mais efetivo de limpeza.

Ouhayoun, em 2003, relatou que a clorexidina, princípio ativo do Periogard®, também tem se mostrado eficiente no controle químico do biofilme dentário. É uma bisguanidina catiônica com atividade antimicrobiana sobre bactérias gram positivas, gram negativas e leveduras, que reduz a formação do biofilme.

Pavarina et al. (2003) analisaram a eficácia de um protocolo para controle de infecção, limpeza e desinfecção de próteses removíveis. Foram selecionados 32 pacientes usuários de próteses totais ou próteses parciais removíveis. Na primeira fase do estudo, foram obtidas culturas das 64 próteses, e após um período de incubação de 24 horas, o meio de cultura foi avaliado para determinação do crescimento microbiano. Para eliminar o material orgânico remanescente nas próteses, cada prótese foi escovada por 1 minuto com clorexidina 4% e escova de dentes macia, e enxaguadas em água estéril por 1 minuto. As próteses foram então distribuídas em 4 grupos e colocadas por 10 minutos em uma das seguintes soluções de imersão: gluconato de clorexidina 4%, hipoclorito de sódio 1%, solução de Biocide® 0,48% e solução de Amosan® 3,78% (peróxido alcalino). Após os procedimentos de desinfecção, as próteses foram imersas em água estéril por 3 minutos para eliminação de resíduos das soluções desinfetantes. Posteriormente, foram realizados esfregaços e as amostras incubadas novamente. A presença de crescimento microbiano foi determinada após 24 horas. Os resultados obtidos nas culturas iniciais revelaram que todas as próteses estavam contaminadas com microrganismos. Comparando com a cultura inicial, todas as soluções de imersão reduziram o crescimento de microrganismos, exceto Biocide®, que não foi efetivo. Concluíram que o protocolo analisado é um método viável para prevenir contaminação cruzada.

Nikawa et al, em 2003, estudaram a formação de biofilme de *Candida albicans* em superfícies de materiais deterioradas por higienizadores de próteses em

imersões de 180 dias. Foram utilizados 5 higienizadores (Steradent®, Correct®, Polident®, Pika DCE® e Clean Soft®) e 8 tipos de materiais (Bio Resin®, Soften®, Nissin Soft Reverse®, Mollosil®, Evatouch®, Tokuyama®, GC® e Molloplast B®). Os materiais foram imersos nos higienizadores por 8 horas em temperatura ambiente, e posteriormente foram mantidos em água destilada por 24 horas a 37°C. As soluções de imersão foram preparadas para cada um dos 180 dias. O pH do meio foi mensurado e observou-se diminuição para todas as situações experimentais. A formação de biofilme foi dependente dos materiais. O Evatouch® apresentou maior rugosidade e a resina e o GC® apresentaram os menores valores. Não houve correlação entre rugosidade e formação de biofilme.

Em 2004, Barnabé et al. avaliaram a ação antimicrobiana do hipoclorito de sódio a 0,05% associado à escovação das próteses com sabão de coco na redução dos sinais clínicos da estomatite protética e na inibição do crescimento de *C. albicans* e *Streptococcus mutans*. Inicialmente, 60 pacientes usuários de próteses totais superiores foram divididos igualmente em dois grupos, de acordo com o tratamento realizado: G1 (placebo)- escovação das próteses com sabão de coco seguida pela imersão em 200 mL de água filtrada por 10 minutos e G2 – escovação das próteses com sabão de coco seguida pela imersão em solução de hipoclorito de sódio a 0,05% por 10 minutos. Os pacientes foram instruídos a realizarem os tratamentos uma vez ao dia por 15 dias. Dos 60 pacientes iniciais, 28 retornaram para a avaliação após 15 dias do início do tratamento. Desta forma, somente esses pacientes foram incluídos na pesquisa, sendo 9 do G1 e 19 do G2. O biofilme presente nas próteses totais dos pacientes selecionados foi coletado com escova de dente estéril antes e após 15 dias do início dos tratamentos. Após cada coleta, as escovas foram individualmente imersas em 10 mL de solução salina por 1 minuto e a solução resultante foi semeada em placas de Petri com os meios seletivos para as duas espécies de microrganismos testadas (*C. albicans* e *S. mutans*). Antes e após 15 dias do início dos tratamentos, a mucosa palatina de cada paciente também foi avaliada clinicamente de acordo com a classificação de Newton. Os resultados demonstraram que, dos 28 pacientes avaliados, 19 (67,85%) apresentaram sinais clínicos de estomatite protética antes do início dos tratamentos. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os tratamentos dos grupos de estudo em relação à redução dos microrganismos avaliados. Todos os pacientes apresentaram redução dos sinais clínicos de estomatite protética. No entanto, as culturas das próteses dos

pacientes não evidenciaram redução significativa da quantidade de *C. albicans* e *S. mutans* após 15 dias de tratamento. Os autores concluíram que, apesar de não ter reduzido a proliferação dos microrganismos, a imersão das próteses em hipoclorito de sódio a 0,05% associada à escovação com sabão de coco promoveu controle efetivo do biofilme.

Lamfon et al. (2004) avaliaram o efeito de concentrações de clorexidina, fluconazol e miconazol em *Candida albicans*. Os autores relatam que este biofilme é altamente resistente aos antifúngicos e antimicrobianos, porém a clorexidina 0,019% foi a mais efetiva dentre os tratamentos.

Glass et al. (2004) avaliaram a eficiência da pastilha Medical Tabs for Dentures na eliminação de *S. Aureus*, *P. Aeruginosa*, *B. Cereus*, *C. albicans* e herpes simples. Foram utilizadas uma resina acrílica e um reembasador incubados com os microrganismos. O tempo experimental foi de 5 minutos tanto para os grupos experimentais quanto para os controles em água destilada. Os resultados demonstraram que a Medical eliminou *S. aureus*, *P. aeruginosa* e *C. albicans* dos reembasadores. No grupo da resina acrílica, o tratamento erradicou a *C. albicans* e reduziu o número de *S. aureus* e *P. aeruginosa*. O *B. Cereus* foi mais resistente em ambos os grupos. Na análise viral, foi encontrado que a Medical eliminou em 100% dos espécimes o vírus inoculado.

Em 2005, Lamfon et al. acrescentaram que a clorexidina não apresentava o efeito bactericida quando usada em concentrações inferiores a 3%, apresentando efeito apenas bacteriostático.

Menendez et al., 2005, realizaram um estudo para avaliar o efeito antimicrobiano da clorexidina 0,12% associado a peróxido de hidrogênio, na tentativa de reduzir o *Streptococcus mutans* do biofilme, uma vez que ainda têm-se resultados inconsistentes para o uso de clorexidina nessas colônias. Porém, estes estudos demonstraram que esta combinação não teve eficácia maior que a clorexidina somente. Ainda, os resultados obtidos demonstraram que não houve diminuição significativa no nível de *S. mutans*, ressaltando a dificuldade de redução dos níveis orais desses microrganismos por tratamentos antimicrobianos.

Webb e Thomas, em 2005, avaliaram a eficácia da solução de hipoclorito de sódio a 0,02% para higienização de próteses totais. Sessenta pacientes com estomatite protética foram divididos em três grupos: imersão em hipoclorito 0,02%; desinfecção em microondas e higienização usual (controle). Os autores

comprovaram, por meio de estudos microbiológicos, que o tratamento com o hipoclorito 0,02% durante uma semana assim como a utilização do microondas reduziram o número de colônias de *Candida* presentes nas superfícies das próteses.

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 flexão foi realizado em máquina de ensaios universais, a análise visual da estabilidade de cor foi realizada com fotografias. A inspeção visual não demonstrou qualquer alteração de cor. 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 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. 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.

Rocha et al., em 2004, verificaram que nas contagens de ufc/mL após o bochecho, tanto o Periogard® quanto o Cepacol® apresentaram resultados significantes. In vitro, os dois antissépticos utilizados após a higienização mecânica foram eficazes na redução da microbiota da saliva, observando-se atividade menor do Cepacol® em relação aos bastonetes gram negativos. Segundo os autores, os dois anti-sépticos testados são eficazes contra os microrganismos bucais isolados nas concentrações encontradas nas formulações comercialmente disponíveis. Ressaltaram que a maneira ideal de realizar boa higiene bucal é por meio de profilaxia mecânica, envolvendo escovação e uso de fio dental. Além disso, em vista das condições microbiológicas (alterações do número e espécies microbianas)

apresentadas, faz-se necessário o uso de substâncias químicas complementares, como os dois anti-sépticos citados.

Berger e Ewoldsen, em 2006, estudaram o controle de biofilme em próteses totais. Os autores afirmaram haver desorganização do biofilme por meio da escovação, porém ressaltaram a necessidade de associação com um método químico de higienização tanto para remover micro-colônias sobreviventes à desorganização como para atingir os microrganismos acumulados nas porosidades dos materiais da prótese. Os autores sugeriram a diluição de hipoclorito de sódio em água na proporção de 1:10.

Lovato-Silva et al., em 2006, realizaram levantamento do grau de instruções e dos materiais e métodos de higiene utilizados por idosos usuários de próteses totais. Foram entrevistados 98 pacientes usuários de próteses totais no ano de 1989 e 100 pacientes no ano de 2004. Em 1989, 93,87% dos pacientes relataram utilizar escova e dentífrico para higienização e em 2004, 95% relataram utilizar o mesmo método. Quanto ao grau de instrução, mais de 80% dos pacientes de 1989 não receberam orientações do cirurgião-dentista. Em 2004, percebeu-se melhora, com 52% relatando não terem recebido orientação quanto à higienização e 77% tendo recebido informações quanto à necessidade de retorno periódico ao cirurgião-dentista. Por meio deste estudo, os autores verificaram que o método mais utilizado para higienização é o mecânico. Embora o grau de instrução tenha melhorado, a higienização encontrada foi precária, evidenciando a necessidade de maior atenção a esses pacientes.

Paranhos et al. (2007) avaliaram os efeitos dos métodos mecânicos de higienização de próteses totais e químicos no acúmulo de biofilme. Os autores quantificaram o biofilme após os seguintes tratamentos: imersão em água, imersão em solução de peróxido alcalino, escovação com dentífrico para próteses, combinação de escovação e imersão em solução de peróxido alcalino. Concluíram que a quantidade de biofilme foi maior no grupo da imersão em água quando comparado com os demais grupos. Ainda, a remoção foi mais efetiva com o uso de escovação que a imersão em solução de peróxido alcalino. Mas, os melhores resultados encontrados de remoção de biofilme, foi a combinação de ambos.

Lessa et al. em 2007 estudaram a eficácia de agentes antisépticos (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%).

Kazuo et al., (2008) realizaram uma revisão de literatura sobre os meios de higienização para prótese parcial removível. Os autores relataram a necessidade de cuidados com as PPRs devido aos componentes metálicos. Ressaltaram a contra-indicação do uso de hipocloritos alcalinos, microondas e os ácidos por estes produtos causarem danos aos metais. Reforçaram a concepção de que somente a escovação não é suficiente para a higienização de próteses parciais removíveis.

Franco-Neto et al., em 2008, estudaram os efeitos do digluconato de clorexidina nas concentrações de 0,12% e 0,2% no acúmulo de biofilme e sangramento gengival. Não foram observadas diferenças em termos de eficácia anti-biofilme entre as soluções de digluconato de clorexidina 0,12% e 0,2%. A solução de clorexidina manteve os níveis de biofilme baixos.

Watanabe et al., em 2008, realizaram estudos comparativos da eficiência de diferentes diluições dos enxaguatórios a base de cloreto de cetilpiridínio na eliminação de *Staphylococcus aureus*. Concluíram que os enxaguatórios à base de cloreto de cetilpiridínio demonstraram ação antimicrobiana e a adição de outras substâncias como própolis, malva, eucaliptol, romã e juá, potencializam o efeito antimicrobiano.

Pinto et al, em 2008, estudaram os efeitos do vinagre como agente antimicrobiano para controle das espécies de *Candida*. Foi realizado um estudo clínico com 55 pacientes usuários de próteses totais maxilares. Os pacientes foram instruídos a imergir suas próteses em uma solução de vinagre a 10%, por um período *overnight* por 45 dias. Amostras de saliva foram colhidas antes e após o período experimental para identificação e contagem de cepas de *Candida*. Os resultados demonstraram que cepas de *Candida* estavam presentes em 87,3% das amostras de saliva antes do tratamento. Verificou-se redução significativa na contagem (cfu/mL) de *Candida* após o tratamento. Os autores concluíram que há correlação positiva entre a presença de *Candida* e a manifestação clínica de estomatite protética.

Nalbant et al. (2008) avaliaram clinicamente a eficiência dos agentes higienizadores Klorhex® e Fittydent®. Cada grupo era composto de 15 pacientes

que higienizavam suas próteses com os higienizadores Klorhex® ou com Fittydent®. O grupo controle higienizou com água. Verificaram que 62,2% dos pacientes possuíam colônias de espécies *Candida* e que houve redução para 51,1% após uso dos agentes higienizadores. A média de colonização com os microrganismos nas próteses também reduziu de 82,2% para 68,8% após a utilização dos higienizadores. Concluíram que o Klorhex® e Fittydent® foram capazes de reduzir a média de colonização das espécies *Candida*.

Buergers et al., em 2008, avaliaram 10 métodos de desinfecção de próteses e sua eficácia em reduzir a quantidade de *Candida albicans* em reembasadores resilientes. Obtiveram espécimes circulares confeccionados com reembasador (Mucopren E®), e posteriormente foram incubados com *C. albicans* e submetidos aos procedimentos de desinfecção: 6 imersões (hipoclorito de sódio 1%, peróxido de hidrogênio, glutaraldeído, vinagre, Listerine®, Plax®), 2 métodos de microondas (800 W, 6 minutos em água e a seco), uma pastilha efervescente (Blend-a-Dent®) e armazenamento *overnight* a seco. Apenas as imersões em hipoclorito de sódio 1%, irradiação com água e pastilha Blend-a-Dent® foram eficientes na eliminação das colônias de *Candida*.

Pusateri, Monaco e Edgerton, em 2009, avaliaram a sensibilidade da *Candida albicans* às proteínas antifúngicas e ao digluconato de clorexidina 0,12%. Discos de resina acrílica foram armazenados em saliva artificial por 30 minutos e posteriormente inoculados com *C. albicans* e as células não aderidas foram removidas. Foram incubadas por 24, 48 e 72 horas a 37°C em meios pré-tratados com as proteínas e com o digluconato de clorexidina 0,12%. Nos meios tratados com a proteína hBD-3, não houve inibição do crescimento do biofilme. Já nos meios tratados com a proteína Hst 5, só houve inibição no tempo experimental de 72 horas, enquanto o digluconato de clorexidina foi capaz de inibir o desenvolvimento do biofilme em todos os tempos experimentais.

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 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 significativamente maior que os outros higienizadores.

Ribeiro et al., em 2009, realizaram um estudo longitudinal de 12 meses para avaliar o efeito da educação de higiene oral e motivação em usuários de próteses parciais removíveis. Cinquenta e três pacientes parcialmente edêntulos participaram do estudo. Em uma visita preliminar, a presença ou ausência de biofilme e sangramento gengival por sondagem foram mensurados em todas as superfícies dos dentes. Os pacientes foram divididos em três grupos: grupo 1 – os pacientes foram orientados a seguir sua higienização de rotina; grupo 2 – foram dadas instruções verbais e um manual educativo sem imagens e grupo 3 – um guia de higienização foi entregue usando a combinação de instruções verbais e um manual auto-didático. Para avaliar o efeito dos diferentes tipos de instrução, a presença ou ausência de biofilme e sangramento gengival por sondagem foram reavaliados aos 7, 15 e 30 dias, 3, 6 e 12 meses após instalação. Avaliaram-se as condições de higiene das próteses nos mesmos períodos. Os resultados demonstraram que houve diferença estatisticamente significativa entre a visita preliminar e os outros períodos e também entre os grupos 1 e 3, tendo o grupo 3 apresentado higienização mais efetiva.

3 Proposição

O objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito de agentes higienizadores diários em ligas metálicas de Co-Cr (VeraPDI® e DeguDent®) por um período simulado de 180 dias de imersão. Foram utilizadas as seguintes soluções:

- Água destilada (grupo controle);
- Hipoclorito de sódio 0,05%;
- Cloreto de cetilpiridínio a 0,005% (Cepacol®);
- Digluconato de clorexidina a 0,12% (Periogard®);
- Pastilha efervescente à base de peróxido e enzima - A (Corega Tabs®);
- Pastilha efervescente à base de peróxido e enzima – B (Polident®);
- Pastilha efervescente à base de ácido cítrico (Medical Interpours®).

Foram avaliadas as seguintes propriedades:

- estabilidade de cor e brilho;
- rugosidade superficial;
- estabilidade de massa;
- análise quantitativa (liberação de íons);
- análise qualitativa (MEV e EDS).

4 Material e Métodos

Foram utilizadas duas ligas de cobalto-cromo para os ensaios de imersão (Fig. 1). As marcas comerciais, fabricantes e composição são apresentados no Quadro 1.

Quadro 1: Ligas de cobalto-cromo:

Marca Comercial	Fabricante	Composição
DeguDent®	Dentsply Ind. e Com. Ltda, São Paulo, SP, Brasil.	Co (64,8%), Cr (28,5%), Mo (5,3%), Si (0,5%), Mn (0,5%), C (0,4%)
Vera PDI®	Aalba Dent. Inc., Cordelia, CA, EUA.	Co (63,5%), Cr (27%), Mo (5,5%)

Fig. 1 – Ligas metálicas de Cobalto-Cromo.

Foram avaliados como higienizadores auxiliares à escovação 3 pastilhas: Corega Tabs®, Polident® e Medical Interpouros Dentures® (Fig. 2), 2 soluções anti-sépticas comerciais: Periogard® e Cepacol® (Fig. 3) e uma solução de hipoclorito de sódio a 2,5% (Fig. 4) diluída em água destilada originando uma solução de hipoclorito de sódio a 0,05%. A água destilada foi utilizada como controle do estudo. As marcas comerciais, fabricantes e composição são apresentados no Quadro 2.

Fig. 2 - Pastilhas efervescentes.

Fig.3 – Enxaguatórios bucais.

Fig. 4 – Hipoclorito de sódio a 2,5%.

Quadro 2: Higienizadores utilizados.

Marca Comercial	Fabricante	Composição
Q-Boa®	Anhembí S/A, Osasco, São Paulo-SP	Hipoclorito de sódio 2 a 2,5 % e água.
Periogard®	Colgate-Palmolive Ind. Brasileira, Osasco-SP	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	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	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 Interpours®	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®	GlaxoSmithKline, Filadélfia, Estados Unidos	Peróxido alcalino, enzima proteolítica, polifosfato de sódio, bicarbonato de sódio, ácido cítrico, monopersulfato de potássio, perborato de sódio.

Foram confeccionadas 05 amostras para cada situação experimental (liga x solução higienizadora), respeitando o tempo de imersão recomendado pelos fabricantes e quando não havia indicação específica, baseado em estudos microbiológicos da literatura (Lessa et al, 2007 e Barnabé et al., 2004), utilizou-se o tempo de 10 minutos. As soluções foram trocadas a cada 8 horas (Ünlü, Altay, Sahmali, 1996) simulando um período de 180 dias, correspondente a uma imersão diária. Os tempos experimentais foram:

- T0 – imediatamente após acabamento e polimentos e antes da imersão e
- T1 – tempo indicado pelo fabricante ou 10 minutos.

Obtenção dos padrões em cera

Para a realização deste trabalho foram obtidos padrões de 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, confeccionada na Oficina de Precisão da Universidade de São Paulo - Campus Ribeirão Preto (Fig. 5). A cera foi liquefeita em plastificador elétrico (BRAVAC, São Paulo, SP) com temperatura média de 80°C e vertida com conta-gotas no interior da matriz. Os discos de cera foram polidos posteriormente com meia de seda (Fig. 6).

Fig. 5 - Matriz de teflon.

Fig. 6 – Discos de cera.

Inclusão dos padrões em cera

Foram adicionados aos discos de cera canais de alimentação (Cerafix Manuf. e Com. de Ceras para Moldes Ltda, Pradópolis, SP, Brasil) com câmaras de compensação de tamanho grande (Fig. 7). Os discos de cera foram posicionados na base formadora do cadinho. Foram posicionados 5 discos de maneira eqüidistante

em cada anel de silicone e aplicado o agente anti-bolhas (Silikon & Wachs, Entspannen, Alemanha).

Fig. 7 – Canais de alimentação posicionados.

Os padrões de cera foram incluídos em revestimento fosfatado Micro Fine 1700 (Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil) 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 foram aguardados 30 minutos para a presa final (Fig. 8).

Fig. 8 – Revestimento fosfatado e sua manipulação a vácuo.

Os moldes de material refratário foram levados ao forno Edgcon 5P (EDG, São Carlos, SP, Brasil) (Fig.9) e submetidos a ciclos térmicos para a expansão do revestimento e eliminação da cera. O ciclo de aquecimento dos moldes foi realizado

da seguinte maneira: aquecimento à velocidade de 15°C/min da temperatura ambiente até 300°C, permanecendo nesta temperatura por trinta minutos; aquecimento de 15°C/min até 950°C, permanecendo nesta temperatura por vinte minutos; resfriamento de 15°C/min até 900°C, permanecendo nesta temperatura por sessenta minutos.

Fig. 9 - Forno Edgcon 5P.

Fundição dos discos

Posteriormente, os moldes de material refratário para fundição das ligas de Co-Cr foram posicionados na máquina de fundição eletrônica Neutrodyn Easyti (F.Lli Manfredi, Torino, Itália) cuja fundição foi realizada por indução a vácuo, com padronização da temperatura em 1380°C e torque da centrífuga constante. Após a fundição os discos foram cortados com discos de carborundum (Fig.10).

Fig. 10 – Discos fundidos em Co-Cr.

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 220, 400, 600 e 1200 (Norton Abrasivos Brasil, Saint-Gobain, França) (Fig. 11), a 350 rpm por 40 segundos e dispositivos de madeira, desenvolvidos na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para facilitar a apreensão dos discos metálicos durante o polimento (Fig. 12). Após o uso de cada lixa, os corpos-de-prova foram lavados em água destilada a fim de remover qualquer partícula de metal ou grânulos das lixas utilizadas (Fig.13).

Fig. 11 – Sequência de lixas de polimento.

Fig. 12 – Dispositivos de madeira

Fig. 13 - Discos metálicos polidos e não-polidos.

Inclusão dos discos metálicos em resina acrílica termopolimerizável

Cada disco metálico foi incluído em mufla nº 7 (OGP Produtos Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil) previamente preparada com matrizes de teflon a fim de incorporar o disco à resina acrílica termopolimerizável (Lucitone 550, *DeguDent®* GmbH, Alemanha/ Importado por Dentsply Ind. e Com. Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil) (Fig. 14).

Fig. 14 – Resina acrílica termopolimerizável.

Para obtenção do molde de gesso, matrizes de teflon com dimensões de 38 mm x 18 mm x 4 mm foram incluídas em gesso pedra tipo IV (Densite, Dentsply Ind. Com. Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil) (Fig. 15) na metade inferior da mufla. Após a presa do gesso pedra tipo III (Gesso-Rio, São Paulo, SP, Brasil) (Fig. 15), 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 completamente a contra-mufla. A mufla foi mantida sob pressão em prensa de bancada (OGP Produtos Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil) por 40 minutos até a presa final do gesso. Após esta etapa, a mufla foi aberta e as matrizes removidas, obtendo-se o molde em gesso (Fig. 16).

Fig. 15 – Gessos Pedras tipo III e IV.

Fig. 16 – Seqüência de obtenção dos moldes: A – Matrizes posicionadas para obtenção dos moldes; B – Prensagem; C: Moldes obtidos.

Uma fina camada de isolante foi aplicada em todo o molde de gesso antes da prensagem da resina acrílica. Os discos metálicos foram posicionados no molde e presos com adesivo instantâneo de alta precisão (Loctite Superbonder, Henkel, São Paulo, SP, Brasil). A resina acrílica termopolimerizável foi manipulada na proporção de 21 g de pó para 10 ml de líquido e inserida na fase plástica na mufla que foi colocada em prensa hidráulica de bancada (VH Grupo Midas Dental Products Ltda, Araraquara, SP, Brasil) e mantida por 30 minutos (Fig. 17).

Fig. 17 – Posicionamento dos discos e inclusão/prensagem da resina acrílica termopolimerizável.

A polimerização da resina acrílica foi realizada por meio de uma termopolimerizadora, desenvolvida pela Oficina de Precisão da Universidade de São Paulo – Campus Ribeirão Preto, com a água a 73°C por 90 minutos e a 94°C por 30 minutos. Após a polimerização da resina acrílica e seu resfriamento, a mufla foi aberta.

Acabamento e polimento dos corpos-de-prova

Após a desinclusão das muflas, os corpos-de-prova apresentavam excessos de resina acrílica (Fig. 18), que foram removidos por meio de brocas de tungstênio com corte cruzado fino para resina, tipo Minicut, (DFS, Berlim, Alemanha) (Fig. 19). Os corpos-de-prova foram submetidos a acabamento e polimento.

Fig. 18 – Corpos-de-prova após demuflagem.

Fig. 19 – Corpo-de-prova com os excessos removidos.

O polimento foi realizado da mesma maneira descrita para os discos metálicos. Para o polimento final, foi utilizado pano de polimento (Fortel Ind. Com, São Paulo-SP) e pasta de diamante de 1 μm (Fortel Ind. Com, São Paulo-SP), a 350 rpm por 40 segundos na politriz citada anteriormente (Fig. 20).

Fig. 20 – Politriz e Seqüência de lixas de polimento.

Os corpos-de-prova (Fig. 21) foram mantidos em estufa (DeLeo Equipamentos Laboratoriais, Porto Alegre, RS, Brasil), imersos em água destilada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 50 ± 2 horas, para eliminação do monômero residual.

Fig. 21 – Corpos-de-prova polidos.

Os setenta corpos-de-prova foram numerados aleatoriamente, dentro do grupo de cada liga, e divididos entre as soluções. Foram realizadas as leituras iniciais dos corpos-de-prova para ensaios de alteração de massa, estabilidade de cor, condições superficiais e rugosidade, antes e após as imersões.

Estabilidade de Cor

Para a leitura inicial de cor da resina acrílica termopolimerizável dos corpos-de-prova foi utilizado o Espectrocolorímetro PCB 6807 (BYK GARDNER, Geretsried, Alemanha). Um dispositivo, confeccionado com silicona pesada (Zetalabor, Zhermack Technical, Badia Polesine, Rovigo, Itália) (Fig. 22) e fixado por meio de parafusos contra outro dispositivo de borracha, garantiu a padronização da posição dos corpos-de-prova para as leituras iniciais (Fig. 23) e finais, ou seja, antes e após as imersões.

Fig. 22 – Dispositivos de silicona com corpo-de-prova posicionado e borracha preta para padronização da leitura de cor.

Fig. 23 – Corpo-de-prova posicionado no espectrocolorímetro.

O padrão de observação simulado pelo espectrocolorímetro seguiu o sistema CIE $L^*a^*b^*$, recomendado pela CIE (Comissão Internationale de l'Éclairage) e amplamente usado atualmente. Este padrão 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^* que é perpendicular ao plano a^*b^* . Com este sistema qualquer cor pode ser especificada com as coordenadas L^* , a^* , b^* . O CIELAB é definido por uma combinação de coordenadas cilíndricas e cartesianas onde um ponto está associado a uma cor única. Por ser um sistema de coordenadas, tem-se o eixo L^* – coordenada de luminosidade (escala de cinza), onde seus valores numéricos variam de 0 “zero” (preto) a 100 (branco). Quanto mais próximo de 0 (zero), mais escura é a cor do objeto e os objetos claros apresentam valores numéricos para L^* próximos de 100. Os eixos a^* e b^* , são conhecidos como coordenadas de cromaticidade e variam de -80 a +80. Na coordenada a^* , os valores negativos são dados para objetos verdes e positivos para os vermelhos. E na coordenada b^* , os valores positivos são fornecidos para os objetos amarelos e negativos para os objetos azuis.

Utilizou-se iluminação padronizada D65, que simula o espectro de luz do dia e ângulo de observação de 10°. O aparelho emitiu fonte de luz com espectro visível (ondas na faixa de 400 a 700nm) sobre o objeto e mediu a reflexão deste espectro.

O espectrocolorímetro é utilizado para quantificar o valor dos estímulos e calcular a mudança de cor (ΔE) a partir dos dados obtidos antes e após a aplicação dos fatores a serem descritos. Os resultados após cada condição experimental são comparados com aqueles obtidos originalmente para cada espécime e a modificação da cor registrada.

Manchamento Superficial

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. As amostras que continham manchas constatadas foram tabuladas em porcentagem.

Avaliação Superficial Qualitativa

Rugosidade Superficial

Para a avaliação da rugosidade superficial (μm) foram realizadas três leituras na superfície polida de cada corpo-de-prova, tanto na resina acrílica termopolimerizável quanto na liga metálica, para obtenção de uma média aritmética dos desvios de rugosidade do perfil (R_a), com o auxílio do Rugosímetro de Superfície (Surftest SJ-201P, Mitutoyo Corporation, Japan) (Fig. 24) com ponta analisadora de superfície. A leitura foi realizada perpendicularmente às linhas de polimento, com o aparelho calibrado em 0,8 mm X 5, gerando um comprimento de leitura de 4,0 mm (Fig. 25).

Fig. 24 – Rugosímetro de Superfície (Surftest SJ-201P, Mitutoyo Corporation, Japan).

Fig. 25 – Exemplo de Leitura.

Microscopia Eletrônica de Varredura

Os corpos-de-prova foram analisados em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) (EVO 50, Zeiss, Cambridge, Inglaterra) para avaliação qualitativa da superfície. A troca de energia entre o feixe de elétrons e a amostra resulta na emissão de elétrons e radiação eletromagnética, que pode ser detectada e produz uma imagem. Os espécimes, por conter resina acrílica termopolimerizável, são submetidos ao processo de metalização (Metalizador Sputter Coater, Modelo: SCD 050, Bal-Tec, Lichtenstein). Uma cobertura ultrafina de material eletricamente condutiva (ouro) é depositada para prevenir o acúmulo de campos elétricos estáticos no espécime devido à irradiação elétrica durante a produção da imagem. Outra razão para a metalização, mesmo quando há condução mais do que suficiente, é

melhorar o contraste. Assim, foram confeccionados corpos-de-prova específicos para esta leitura, uma vez que esta cobertura impossibilitaria realizar as imersões após a leitura inicial. As leituras foram realizadas no Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura do Departamento de Química, da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Espectrometria de Energia Dispersiva de Raios-X – EDS

A espectrometria de energia dispersiva de raios-X é um recurso essencial para o estudo de caracterização microscópica de materiais. Quando o feixe de elétrons incide sobre um material, os elétrons mais externos dos átomos e os íons constituintes são excitados, mudando de níveis energéticos. Ao retornarem para sua posição inicial, liberam a energia adquirida que é emitida em comprimento de onda no espectro de Raios-x. Um detector instalado na câmara de vácuo do MEV mede a energia associada a esse elétron. Como os elétrons de um determinado átomo possuem energias distintas, é possível, no ponto de incidência do feixe, determinar quais os elementos químicos estão presentes naquele local. O diâmetro reduzido do feixe permite a identificação da composição mineral em amostras de tamanhos muito reduzidos ($< 5 \mu\text{m}$), propiciando uma análise semi-pontual. Dessa forma, foi possível identificar por meio deste recurso (500 Digital Processing, IXRF Systems, Houston, EUA), em áreas de interesse, componentes das soluções em pontos de corrosão e ainda, descartar manchas de normalidade que poderiam ser confundidas com oxidação. Essa análise também foi realizada no Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura, do Departamento de Química, da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Avaliação Quantitativa

Alteração de Massa

Para aferir a massa inicial de cada corpo-de-prova foi utilizada uma balança de alta precisão Modelo A200DS (Denver Instr. Company, Denver, EUA). Previamente a cada leitura, a balança foi devidamente calibrada. A perda de massa (pm) foi calculada, em gramas (g), pela fórmula $\text{pm} = m_1 - m_2$, onde m_1 = peso inicial e m_2 = peso após as imersões nas soluções higienizadoras.

Espectrometria de Massas com Plasma Acoplado Indutivamente (ICP-MS)

A ICP-MS consiste na separação e posterior contagem de íons formados quando o aerossol, resultante da nebulização de uma solução, atravessa um plasma de argônio. É uma técnica multielementar e extremamente sensível, onde a sensibilidade para cada elemento essencialmente uma função de sua primeira energia de ionização. A separação dos íons é feita eletronicamente, através da razão m/z , onde m é a massa do íon e z a sua carga. Para evitar interferências, sempre que possível procura-se selecionar isótopos do elemento cuja razão m/z não seja sobreposta pela razão do isótopo de algum outro elemento. Assim, quando a formação de íons monovalentes é otimizada, obtém-se, após a detecção, um espectro relativamente simples. O plasma, que é formado por uma mistura de íons e elétrons mais ou menos equivalentes, se forma quando um fluxo de argônio é submetido a uma descarga elétrica e é mantido por um potencial de rádio - frequência aplicada à mesma região. Esse processo libera calor produzindo altas temperaturas (6000 e 10000K). Devido à alta temperatura do plasma, o aerossol é seco e os compostos químicos nele contidos são atomizados e ionizados pelos íons de argônio presente, que é capaz de ionizar todos os elementos da tabela periódica, com exceção do flúor. A eficiência de ionização é superior a 90% para a maioria dos elementos. Dessa forma, foi possível calibrar o aparelho para identificar somente os isótopos para cobalto e cromo, e quantificá-los ($\mu\text{g/L}$), tanto na solução chamada “vazia” (inicial), quanto nas soluções experimentais (após imersões) possibilitando comparações da liberação de íons.

Após a descontaminação dos recipientes que receberiam as soluções de higienização, foram coletados 10 ml de solução pura, antes da imersão dos corpos-de-prova, para a leitura inicial. Após a imersão, cada solução foi coletada em tubos tipo falcón esterilizados. As análises foram feitas em um espectrômetro de massas com plasma acoplado equipado com cela de reação dinâmica modelo ELAN DRC II (Perkin Elmer, USA) e autoamostrador (AS93 *plus* PerkinElmer), ligado em um computador Dell Pentium 4 com o *software* ELAN versão 3.4 e impressora Hewlett-Packard Laserjet 4250. Esse equipamento encontra-se instalado, no Laboratório de Toxicologia e Essencialidade de Metais da Faculdade de Ciências Farmacêuticas de Ribeirão Preto – USP.

Imersão dos corpos-de-prova em soluções higienizadoras

Os corpos-de-prova foram imersos em soluções higienizadoras preparadas de acordo com as instruções do fabricante. As pastilhas efervescentes foram imersas em água morna. A água destilada foi aquecida em banho-maria para que o metal da panela não interferisse na solução. Para manutenção da temperatura constante em 45°C, as imersões foram conservadas em estufa (DeLeo Equipamentos Laboratoriais, Porto Alegre, RS, Brasil). Após as imersões, os corpos-de-prova foram lavados em água destilada por 10 segundos, em temperatura ambiente.

Os corpos-de-prova foram posicionados em um dispositivo de teflon para imersão confeccionado na Oficina de Precisão da Universidade de São Paulo, Campus Ribeirão Preto (Fig. 26A e B) e mantido em um recipiente plástico para posterior colocação da solução higienizadora. Antes de qualquer imersão, esse recipiente era descontaminado por meio de uma solução de ácido clorídrico, obtida a partir da diluição de 5 ml de ácido clorídrico em 95 ml de água destilada.

Fig. 26 – A- Vista superior do dispositivo de imersão; B - Vista lateral do dispositivo de imersão.

Foram utilizadas as seguintes soluções de imersão:

A- Água destilada

A água destilada corresponde ao grupo controle do estudo e foi utilizado volume de 200 ml, em temperatura ambiente. Considerou-se o tempo de 10 minutos por dia, correspondendo a um total de 1800 minutos de imersão.

B- Hipoclorito de sódio

Foram utilizados 5 ml de hipoclorito de sódio 2,5% (Q-Boa®, Anhembí S/A, Osasco, São Paulo-SP), diluído em 200 ml de água destilada, resultando em uma solução a 0,05% (Barnabé et al.). Considerou-se o tempo de 10 minutos por dia, correspondendo a um total de 1800 minutos de imersão.

C- Gluconato de Clorexidina

Foram utilizados 200 ml de Gluconato de Clorexidina a 0,12% (Periogard®, Colgate-Palmolive Ind. Brasileira, Osasco-SP). Considerou-se o tempo de 10 minutos por dia, correspondendo a um total de 1800 minutos de imersão.

D- Cloreto de Cetilpiridínio

Foram utilizados 200 ml de Cloreto de Cetilpiridínio 0,005% (Cepacol®, Sanofi-Aventis Farmacêutica Ltda., Suzano-SP). Considerou-se o tempo de 10 minutos por dia, correspondendo a um total de 1800 minutos de imersão.

E - Pastilha Efervescente à Base de Peróxido e Enzima - A

Foi utilizada a pastilha Corega Tabs® (Stafford-Miller Ind., Rio de Janeiro-RJ) na proporção de um tablete para 200 ml de água destilada, conforme instruções do fabricante para imersão por 5 minutos. Dessa forma, simulando os mesmos 180 dias dos demais grupos, o tempo total de imersão foi de 900 minutos.

F - Pastilha Efervescente à Base de Peróxido e Enzima - B

Foi utilizada a pastilha Polident® (GlaxoSmithKline, Philadelphia, Estados Unidos) na proporção de um tablete para 200 ml de água destilada, conforme instruções do fabricante para imersão por 3 minutos (Polident® 3 Minute). Simulando os mesmos 180 dias dos demais grupos, o tempo total de imersão foi de 540 minutos.

G - Pastilha Efervescente à Base de Ácido Cítrico

Foi utilizada a pastilha Medical Interpours Dentures® (MST Laboratories AG, Vaduz, Liechtenstein) na proporção de um tablete para 200 ml de água destilada, conforme instruções do fabricante para imersão por 15 minutos. Dessa forma, simulando os mesmos 180 dias dos demais grupos, o tempo total de imersão foi de 2700 minutos.

Conforme descritos os métodos para as leituras iniciais, foram realizadas as leituras dos corpos-de-prova após as imersões. Obtidos os valores, foi calculada a variação para cada situação experimental. Os dados obtidos foram tabulados e submetidos à análise estatística paramétrica, com a utilização da análise de variância ($p \leq 0,05$) e teste de Tukey.

5 Resultados

Os resultados originais das variáveis analisadas estão apresentados nos Apêndices (p. 133). Os dados foram tabulados e analisados por meio do programa estatístico GMC 2.2 desenvolvido no Departamento de Morfologia, Estomatologia e Fisiologia da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. As suposições de homogeneidade de variâncias e distribuição normal de erros foram testadas para as variáveis avaliadas.

Estabilidade de cor

Os dados foram calculados de acordo com as unidades NBS (National Bureau of Standards) (POLYZOIS et al, 1997). Os resultados obtidos da média de três leituras de cor (ΔE) da resina acrílica termopolimerizável foram tabulados e submetidos à análise estatística. Como a distribuição dos dados mostrou-se normal e homogênea, foi utilizada a análise estatística paramétrica. A análise de variância ($p \leq 0,05$) indicou diferença estatisticamente significativa entre as soluções, entre as ligas e na interação LxS (Tabela 1). Foi calculado o valor crítico de Tukey para identificação das diferenças entre as soluções (Tabela 2).

Tabela 1: Análise de variância dos valores originais da cor.

Fonte de Variação	Soma de Quadrados	G.L	Quadrados Médios	(F)	Prob.(H0)
Entre soluções	4,8461	6	0,8077	9,00	0,001 %*
Entre ligas	5,2663	1	5,2663	58,65	0,000 %*
Interação LxS	1,7443	6	0,2907	3,24	0,854 %*
Resíduo	5,0282	56	0,0898		
Variação total	16,8849	69			

* Diferença significativa ($p \leq 0,05$).

As médias amostrais das soluções e ligas são apresentadas nas Tabelas 2 e 3.

Tabela 2: Médias amostrais da estabilidade de cor (ΔE) calculadas para o fator de variação solução.

Solução	Média	Desvio Padrão	Tukey
Água Destilada	0,42 ^a	0,12	
Hipoclorito de sódio	0,82 ^b	0,44	
Periogard®	0,55 ^a	0,43	
Cepacol®	0,53 ^a	0,32	(0,40994)
Corega Tabs ®	1,02 ^b	0,59	
Medical Interpoursous®	1,08 ^b	0,54	
Polident®	1,09 ^b	0,46	

^{a, b} Letras iguais representam semelhança estatística.

Tabela 3: Médias amostrais da estabilidade de cor (ΔE) calculadas para o fator de variação liga.

Liga	Média	Desvio Padrão
DeguDent®	1,06 ^a	0,51
Vera PDI®	0,51 ^b	0,28

^{a, b} Letras iguais representam semelhança estatística.

No Gráfico 1 pode-se visualizar a interação liga x solução para a estabilidade de cor.

Gráfico 1: Interação liga x soluções.

A presença ou ausência de manchas nas ligas metálicas foi avaliada. Pôde-se constatar que todas as amostras dos grupos ligas/hipoclorito de sódio apresentaram manchamento da superfície metálica (Fig. 27). Após as imersões, 40% das amostras do grupo Vera PDI®/Medical Interpours® e 60% das amostras do grupo DeguDent®/Medical Interpours®, apresentaram manchamento superficial. Nos demais grupos foram constatadas ausências de manchas.

Fig. 27 – Exemplos de manchamento superficial em metal após imersão.

Rugosidade

Os resultados obtidos da média de três leituras de rugosidade (Ra) dos espécimes (metal) foram tabulados e os módulos das diferenças entre os valores obtidos no tempo final e inicial foram submetidos à análise estatística. A distribuição dos dados mostrou-se normal e homogênea. A análise de variância indicou que não houve diferença estatisticamente significativa para os fatores avaliados (soluções e ligas) e para a interação (Tabela 4).

Tabela 4: Análise de variância dos valores originais da rugosidade (módulo das diferenças entre tempos).

Fonte de Variação	Soma de Quadrados	G.L	Quadrados Médios	(F)	Prob.(H0)
Entre soluções	0,0002	6	0,0000	0,32	7,921 %
Entre ligas	0,0000	1	0,0000	0,00	24,862 %
Interação LxS	0,0007	6	0,0001	0,97	45,186 %
Resíduo	0,0063	56	0,0001		
Variação total	0,0072	69			

* Diferença significativa ($p \leq 0,05$).

As médias amostrais das soluções e ligas são apresentadas nas Tabelas 5 e 6, respectivamente.

Tabela 5: Médias amostrais da rugosidade (μm) calculadas para o fator de variação solução.

Solução	Média	Desvio Padrão
Água Destilada	0,054 ^a	0,017
Hipoclorito de sódio	0,070 ^a	0,019
Periogard®	0,062 ^a	0,016
Cepacol®	0,064 ^a	0,018
Corega Tabs®	0,074 ^a	0,019
Medical Interpours®	0,055 ^a	0,015
Polident®	0,065 ^a	0,015

^a Letras iguais representam semelhança estatística.

Tabela 6: Médias amostrais da rugosidade (μm) calculadas para o fator de variação liga.

Liga	Média	Desvio Padrão
DeguDent®	0,064 ^a	0,017
Vera PDI®	0,063 ^a	0,019

^a Letras iguais representam semelhança estatística.

Da mesma maneira que para o metal, os resultados obtidos da média de três leituras de rugosidade (R_a) da resina acrílica termopolimerizável dos espécimes foram tabulados e os módulos das diferenças entre os valores obtidos no tempo final e inicial foram submetidos à análise estatística. A distribuição dos dados mostrou-se normal e homogênea. A análise de variância indicou que não houve diferença estatisticamente significativa para os fatores avaliados (soluções e ligas) e para a interação (Tabela 7).

Tabela 7: Análise de variância dos valores originais da rugosidade da resina (módulo das diferenças entre tempos).

Fonte de Variação	Soma de Quadrados	G.L	Quadrados Médios	(F)	Prob.(H0)
Entre soluções	0,0002	6	0,0000	0,82	43,937 %
Entre ligas	0,0001	1	0,0001	3,28	7,203 %
Interação LxS	0,0002	6	0,0000	0,91	49,763 %
Resíduo	0,0024	56	0,0000		
Variação total	0,0030	69			

* Diferença significativa ($p \leq 0,05$).

As médias amostrais das soluções e ligas são apresentadas nas Tabelas 8 e 9, respectivamente.

Tabela 8: Médias amostrais da rugosidade (Ra) da resina acrílica termopolimerizável (μm) calculadas com valores originais para o fator de variação solução.

Solução	Média	Desvio Padrão
Água Destilada	0,071 ^a	0,015
Hipoclorito de sódio	0,060 ^a	0,015
Periogard®	0,061 ^a	0,019
Cepacol®	0,068 ^a	0,023
Corega Tabs®	0,078 ^a	0,028
Medical Interpours®	0,058 ^a	0,020
Polident®	0,071 ^a	0,026

^a Letras iguais representam semelhança estatística.

Tabela 9: Médias amostrais da rugosidade (Ra) da resina acrílica termopolimerizável (μm) calculadas com valores originais para o fator de variação liga.

Liga	Média	Desvio Padrão
DeguDent®	0,076 ^a	0,022
Vera PDI®	0,057 ^a	0,019

^a Letras iguais representam semelhança estatística.

Análise qualitativa – Microscopia Eletrônica de Varredura

Como análise complementar, uma amostra de cada situação experimental foi avaliada por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura. Os espécimes, por conter resina acrílica termopolimerizável, foram submetidos ao processo de metalização.

Pôde-se observar em alguns espécimes, o comprometimento da superfície pela solução, além de verificar alguns sinais sugestivos de corrosão em pontos isolados ou generalizados. Foram obtidas eletromicrografias, que são apresentadas a seguir.

Fig. 28: Controle negativo (sem imersão) da liga DeguDent®. A: liga metálica. B: Resina acrílica termopolimerável. Observar presença de pontos e manchas escurecidas mesmo antes da imersão (seta).

Fig. 29: Controle positivo (imersão da liga DeguDent® em água destilada). Em maior aumento, a presença de manchas não sugestivas de corrosão também encontradas anteriormente no grupo sem imersão.

Fig. 30: Imersão da liga DeguDent® em hipoclorito de sódio 0,05%. Observar a presença de indícios de corrosão generalizada da liga.

Fig. 31: Imersão da liga DeguDent® em digluconato de clorexidina (Periogard).

Fig. 32: Imersão da liga DeguDent® em cloreto de cetilpiridínio (Cepacol®).

Fig. 33: Imersão da liga DeguDent® na solução com Corega Tabs®. Em maior aumento, as manchas não sugestivas de corrosão encontradas também anteriormente no grupo sem imersão.

Fig. 34: Imersão da liga DeguDent® na solução com Medical Interpours®. Observar a formação de uma película da solução sobre a liga metálica (seta).

Fig. 35: Imersão da liga DeguDent® na solução com Polident®. Observar ausência de indícios de corrosão. Os pontos mais claros são provenientes de irregularidades superficiais cujo recobrimento em ouro para metalização foi insuficiente, ocorrendo assim maior reflexão dos elétrons.

Fig. 36: Controle negativo da liga Vera PDI® (sem imersão). Observar pontos claros e manchas escurecidas (setas), não indicativas de corrosão.

Fig. 37: Controle positivo (imersão da liga Vera PDI® em água destilada). Em maior aumento a presença de manchas e pontos claros sugestivos de normalidade, também encontradas anteriormente.

Fig. 38: Imersão da liga Vera PDI® em hipoclorito de sódio 0,05%. Observar a presença de indícios de corrosão generalizada da liga.

Fig. 39: Imersão da liga Vera PDI® em digluconato de clorexidina (Periogard®). Observar ausência de alterações superficiais, apresentando somente os pontos claros e manchas escurecidas não indicativas de corrosão.

Fig. 40: Imersão da liga Vera PDI® em cloreto de cetilpiridínio (Cepacol®). Observar a ausência de alterações superficiais.

Fig. 41: Imersão da liga Vera PDI® na solução com Corega Tabs®. Em maior aumento a presença de manchas e pontos claros não sugestivos de corrosão, também encontradas anteriormente.

Fig. 42: Imersão da liga Vera PDI® na solução com Medical Interpours®. Observar a formação de uma película da solução sobre a liga metálica (seta).

Fig. 43: Imersão da liga Vera PDI® na solução com Polident®. Em maior aumento a presença de manchas e pontos claros não sugestivos de normalidade, encontradas anteriormente.

Análise Qualitativa Pontual – Microscopia Eletrônica de Varredura associada à Energia Dispersiva por Raio X (EDS)

Após uma visão generalizada das amostras, áreas com alterações de superfície identificadas com microscopia eletrônica de varredura foram selecionadas, avaliadas com maior aproximação e eventuais análises de composição destas regiões foram realizadas. Ainda, de forma complementar à interpretação dos resultados, foram obtidas eletromicrografias e realizadas análises microscópicas da composição microscópica das pastilhas efervescentes e das ligas utilizadas neste estudo. As eletromicrografias e os gráficos correspondentes são apresentados a seguir.

Fig. 44: Em A, partícula da pastilha Corega Tabs®. B: gráfico da análise qualitativa da composição da partícula. Observar os componentes identificados na amostra: carbono, oxigênio, sódio, fósforo, enxofre, cloro e potássio.

Fig. 45: Em A, partícula da pastilha Medical Interpours®. B: gráfico da análise qualitativa da composição da partícula. Observar os componentes identificados na amostra: carbono, oxigênio, sódio, fósforo, enxofre, cloro e potássio.

Fig. 46: Em A, partícula da pastilha Polident®. B: gráfico da análise qualitativa da composição da partícula. Observar os componentes identificados na amostra: carbono, oxigênio, sódio, fósforo, enxofre, cloro e potássio.

Fig. 47: Em A, liga metálica DeguDent®. B: gráfico da análise qualitativa da composição da região 1. C: gráfico da análise qualitativa da composição da região 2. Foram observados os seguintes componentes: cobalto, cromo, silício, ferro, cálcio, oxigênio, carbono, manganês, alumínio, sódio, enxofre.

Fig. 48: Em A, liga metálica Vera PDI®. B: gráfico da análise qualitativa da composição da região 1. C: gráfico da análise qualitativa da composição da região 2. Foram observados os seguintes componentes: cobalto, cromo, silício, ferro, cálcio, oxigênio, carbono, manganês.

Liga Vera PDI®

Fig. 49: Em A: liga metálica Vera PDI®, grupo experimental Hipoclorito de Sódio 0,05%. Em B: gráfico da análise qualitativa da composição da região 1, apresentando composição normal da liga; C: gráfico da análise qualitativa da composição da região 2, com corrosão confirmada pela alta concentração de oxigênio e íons de cloro e sódio.

Fig. 50: Análises em EDS para regiões sugestivas. Em A, região selecionada da liga metálica Vera PDI®, grupo experimental Corega Tabs®. Em B: gráfico da análise qualitativa da composição da região 1, mostrando a presença somente de íons de cobalto e cromo.

Fig. 51: Análises em EDS para regiões sugestivas. Em A diferentes regiões da liga metálica Vera PDI®, grupo experimental Corega Tabs®. Em B: gráfico da análise qualitativa da composição da região 2, presença de silício e alumínio, sugerindo resquícios do jateamento/polimento; C: gráfico da análise qualitativa da composição da região 3, com presença de manganês, cobalto e cromo, componentes da própria liga.

Fig. 52: Análises em EDS para regiões sugestivas. Em A, diferentes regiões da liga metálica Vera PDI®, grupo experimental Corega Tabs®. B: gráfico da análise qualitativa da composição da região 4 (mancha escurecida), mostrando somente componentes da própria liga; C: gráfico da análise qualitativa da composição da região 5, presença predominante de silício, proveniente provavelmente do polimento.

Fig. 53: Análises em EDS para regiões sugestivas. Em A, região selecionada da liga metálica Vera PDI®, grupo experimental Corega Tabs®. B: gráfico da análise qualitativa da composição da região 6 (ponto claro), apresentando somente componentes da própria liga.

Fig. 54: Em A, região sugestiva de corrosão da liga metálica Vera PDI®, grupo experimental Medical Interpours®. Em B: gráfico da análise qualitativa da composição da região 1, contendo basicamente cobalto e cromo; C: gráfico da análise qualitativa da composição da região 2 (mancha escura), sinalizando presença dos componentes da própria liga.

Fig. 55: Em A, região sugestiva de corrosão da liga metálica Vera PDI®, grupo experimental Medical Interpours®. B: gráfico da análise qualitativa da composição da região 3, confirmando presença de corrosão, com íons de cloro, sódio, oxigênio assim como a região 4 (gráfico C).

Liga DeguDent®

Fig. 56: Em A: regiões selecionadas da liga metálica DeguDent®, grupo experimental Hipoclorito de Sódio 0,05%. Em B: gráfico da análise qualitativa da composição da região 1, apresentando composição normal da liga; C: gráfico da análise qualitativa da composição da região 2, com corrosão confirmada pela alta concentração de oxigênio e íons de cloro e sódio.

Fig. 57: Em A: liga metálica DeguDent®, grupo experimental Medical Interpoursous®. Em B: gráfico da análise qualitativa da composição da região 1, identificando componentes básicos da liga; C: gráficos da análise qualitativa da composição da região 2 identificando íons que confirmam oxidação como o oxigênio e íons da solução como sódio e cloro, que expõem outros íons da composição da liga, como molibdênio, manganês, carbono e potássio dentre outros.

Fig. 58: Em A: região selecionada da liga metálica DeguDent®, grupo experimental Medical Interpoursous®. Em B: gráfico da análise qualitativa da composição da região 3, identificando íons que confirmam oxidação como o oxigênio e íons da solução como sódio e cloro, que expõem outros íons da composição da liga, como molibdênio, manganês, carbono e potássio dentre outros.

Análise Quantitativa

Estabilidade de Massa

Os resultados da leitura da estabilidade de massa dos corpos-de-prova foram tabulados e os módulos das diferenças entre os valores obtidos no tempo final e inicial foram submetidos à análise estatística. A distribuição dos dados mostrou-se normal e homogênea após a transformação dos dados em logarítimos. A análise de variância indicou que houve diferença estatisticamente significativa entre as ligas. A Tabela 10 apresenta o teste estatístico empregado (ANOVA). Foi calculado o valor

crítico de Tukey, utilizando dados transformados em logarítimos, para identificação das diferenças.

Tabela 10: Análise de variância (ANOVA): módulo das diferenças dos valores originais com transformação de dados em logarítimos.

Fonte de Variação	Soma de Quadrados	G.L	Quadrados Médios	(F)	Prob.(H0)
Entre soluções	1,1144	6	0,1857	2,91	1,535 %*
Entre ligas	3,8563	1	3,8563	60,35	0,000 %*
Interação LxS	0,2804	6	0,0467	0,73	37,173 %
Resíduo	3,5786	56	0,0639		
Variação total	8,8297	69			

* Diferença significativa ($\alpha=0,05$).

As médias e desvios padrão das soluções dos valores originais são apresentados na Tabela 11 e dos valores transformados em logarítimos na Tabela 12.

Tabela 11: Médias amostrais da perda de massa (g) após imersão utilizando os módulos das diferenças dos valores originais (fator de variação: solução).

Solução	Média	Desvio Padrão
Água Destilada	0,004 ^a	0,002
Hipoclorito de sódio	0,005 ^a	0,003
Periogard®	0,005 ^a	0,004
Cepacol®	0,006 ^a	0,004
Corega Tabs®	0,009 ^b	0,006
Medical Interpoursous®	0,011 ^b	0,013
Polident®	0,005 ^a	0,005

a, b Letras iguais representam semelhança estatística.

Tabela 12: Médias da perda de massa (g) após imersão utilizando os módulos das diferenças dos valores originais transformados em logarítimos (fator de variação: solução).

Solução	Média	Tukey
Água Destilada	0,69976 ^a	0,34581
Hipoclorito de sódio	0,69704 ^a	
Periogard®	0,62348 ^a	
Cepacol®	0,74403 ^a	
Corega Tabs®	0,92767 ^b	
Medical Interpours®	0,92268 ^b	
Polident®	0,57932 ^a	

a ,b Letras iguais representam semelhança estatística.

As médias e desvios padrão das ligas utilizando-se valores originais são apresentados na Tabelas 13 e os valores transformados em logarítimos na Tabela 14.

Tabela 13: Médias amostrais de perda de massa (g) após imersão utilizando os módulos das diferenças dos valores originais (fator de variação: liga).

Liga	Média	Desvio Padrão
DeguDent®	0,003 ^a	0,002
Vera PDI®	0,010 ^b	0,006

a ,b Letras iguais representam semelhança estatística.

Tabela 14: Médias amostrais de perda de massa (g) após imersão utilizando os módulos das diferenças dos valores originais transformados em logarítimos (fator de variação: ligas)

Liga	Média
DeguDent®	0,50729 ^a
Vera PDI®	0,97671 ^b

a ,b Letras iguais representam semelhança estatística.

Dessa forma, constatou-se que a liga Vera PDI® apresentou maior alteração de massa que a liga DeguDent®. A pastilha Medical Interpours® apresentou maiores valores de perda de massa.

Liberação de íons

Para quantificação dos íons liberados no meio foi utilizado o método de identificação por plasma através da absorção atômica. Em primeira instância, foi avaliada a concentração de íons na solução pura, antes da imersão (vazia). Em seguida, foram avaliadas as concentrações de íons Co e Cr para todos os grupos experimentais. Os resultados obtidos encontram-se na Tabela 15.

Tabela 15: Liberação de íons antes e após as imersões (µg/L).

Solução	Íons	Inicial	DeguDent®	Vera PDI®
Água Destilada	Co	0,412	3.788	5.538
	Cr	14.686	22.208	28.109
Hipoclorito de Sódio	Co	0,013	5.112.351	2.484.714
	Cr	4,976	5.159.736	5.747.293
Periogard®	Co	0,264	4.234	3.102
	Cr	1.444.133	1.481.706	1.478.518
Cepacol®	Co	0,425	4.156	4.272
	Cr	1.378.756	1.442.802	1.437.308
Corega Tabs®	Co	0,168	97.024	169.355
	Cr	251.697	303.798	454.318
Medical Interpours®	Co	0,144	2.558.086	4.124.753
	Cr	47.639	236.084	267.210
Polident®	Co	4.429	87.169	195.382
	Cr	165.373	179.936	250.441

Houve aumento generalizado na quantidade de íons de cobalto e cromo liberados. Porém, esse aumento de liberação foi mais expressivo nas soluções de hipoclorito de sódio 0,05% e da pastilha Medical Interpours® e quando comparadas as ligas, a Vera PDI® apresentou liberação de íons relativamente maior.

6 Discussão

A reabilitação de pacientes parcialmente desdentados inclui não somente as próteses parciais fixas e removíveis, como próteses sobre implantes osseointegráveis. Sabe-se que em casos de extremidades livres, a prótese parcial fixa não é indicada e que pacientes com reabsorções ósseas extensas apresentam restrições à indicação de implantes osseointegráveis. Além dos fatores biológicos e biomecânicos deve-se considerar o poder aquisitivo dos pacientes. Tratamentos com PPF ou implantes tendem a ser dispendiosos e inviáveis a pacientes de baixa renda. Desse modo em países subdesenvolvidos ou em desenvolvimento, a PPR ainda é uma solução reabilitadora bastante indicada por ser uma alternativa de tratamento mais rápida e acessível à maioria da população.

Observa-se que usuários de prótese parcial removível geralmente não possuem conhecimento satisfatório a respeito de higienização da cavidade bucal e da prótese por não terem sido devidamente instruídos pelos cirurgiões-dentistas. Dessa forma, utilizam técnicas e materiais que são ineficazes, além de possuírem potencial deletério às próteses (HOAD-REDDICK ET al., 1990; SESMA ET al., 1999; WALBER, RADOS, 2000). A literatura comprova que a má higienização promove a formação de biofilme que se adere às próteses e que é um dos fatores etiológicos da candidíase protética (CARLSSON et al., 1969; BUDTZ-JORGENSEN et al., 1975; CATALAN et al., 1977; ANDRUP et al., 1977; WÖSTMAN et al., 2005).

A literatura demonstra também que a associação de métodos mecânicos como a escovação com os métodos químicos, como os peróxidos alcalinos, hipocloritos alcalinos, ácidos, agentes desinfetantes e enzimas, são mais eficientes na remoção de microrganismos dos aparelhos protéticos (SMITH, 1961; BACKENTOSE, WELLS, 1977; BUDTZ-JORGENSEN, 1979; AUGSBURGER, ELAHI, 1982; LEE et al., 1985; CHAN et al., 1991; PARANHOS et al., 1991; JAGGER, HARRISON, 1995; KULAK et al., 1997; SESMA et al., 1999; NIKAWA et al., 1999; SHAY, 2000; BARNABÉ et al., 2004; PARANHOS et al., 2007).

É necessário que se tenha cautela na utilização de higienizadores em PPR, uma vez que possuem componente metálico. As ligas de Co-Cr são as mais comumente utilizadas para confecção dessa estrutura. Apesar da alta resistência à corrosão, essas ligas podem apresentar sinais de corrosão quando em contato com soluções de cloro e manchamento, quando em contato com o oxigênio liberado pelos agentes de limpeza (BACKENTOSE, WELLS, 1977; KEYF, GÜNGÖR, 2003).

O objetivo desse estudo foi avaliar os efeitos de seis soluções experimentais na higienização de próteses removíveis. Foi utilizada a diluição de hipoclorito de sódio a 0,05%, uma pequena concentração encontrada na literatura com efeito antimicrobiano comprovado cientificamente (BARNABÉ et al., 2004). 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. Na categoria de ácidos, utilizou-se uma pastilha à base de ácido cítrico que foi inserida recentemente no mercado (Medical Interpours®), com a indicação de uso em próteses com componentes metálicos sem efeitos deletérios. Foram avaliados também os enxaguatórios bucais Cepacol® 0,05% e Periogard® 0,12%, conforme constatação científica de efeitos antimicrobianos (ITO et al., 1985; MENENDEZ et al., 2005; LESSA et al., 2007; FRANCO-NETO et al., 2008). A água destilada foi utilizada como controle.

Foram avaliadas duas ligas de Co-Cr de composição semelhante com o intuito de comparar a estabilidade superficial das ligas em função das soluções.

Analizadas visualmente quanto à presença ou ausência de manchas, pôde-se constatar que todas as amostras dos grupos ligas/hipoclorito de sódio apresentaram manchamento da superfície metálica. Além disso, 40% das amostras do grupo VeraPDI®/Medical Interpours® e 60% das amostras DeguDent®/Medical Interpours®, também apresentaram manchamento superficial. Nos demais grupos não foi constatada presença de manchas.

Quando foi avaliada a estabilidade de cor da resina acrílica termopolimerizável pelo sistema CIEL*a*b*, foram constatadas diferenças estatisticamente significantes entre as soluções e entre as ligas (Tabela 1). Além disso, houve interação entre os fatores, não podendo afirmar que o efeito dos produtos de imersão foi o mesmo para qualquer uma das ligas (Gráfico 1). Quando avaliadas as soluções, verificou-se que a água, o Cepacol® e o Periogard® propiciaram os menores valores de alteração de cor sendo diferentes estatisticamente do hipoclorito de sódio, da Corega Tabs®, Medical Interpours® e da Polident® (Tabela 2). Unlü et al. (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 estes dois grupos com valores mais altos de alteração de cor (ΔE) para a liga DeguDent® (1,06) quando comparada com a liga

Vera PDI® (0,51) (Tabela 3). Os fatores que podem justificar essa diferença podem estar relacionados a dificuldades de manipulação, tempo de armazenamento, temperatura da água e ainda, limitações do aparelho de aferição da cor. Como a manipulação e o tempo de polimerização foram padronizados, pode-se descartar a contaminação por óleos das mãos do operador uma vez que foram utilizadas luvas de procedimento. Os óleos das mãos poderiam causar deterioração da resina, causando branqueamento (ROBINSON, MCCABE, STORER, 1985; ROBINSON, MCCABE, STORER, 1987). 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; ROBINSON, MCCABE, STORER, 1987), provocando alteração de cor da resina.

A alta temperatura da água utilizada para dissolução das pastilhas efervescentes pode também causar branqueamento das resinas e não somente o uso da pastilha efervescente. Segundo a literatura, a água quente propicia aumento da opacidade, uma vez que a alta temperatura desorganiza a matriz da resina permitindo o aumento da absorção da água, que atua como plastificador, e, conseqüentemente, causa o branqueamento (CRAWFORD et al., 1986; DEVLIN, KAUSHIK, 2005). No presente estudo, foi utilizada água morna (45°C) para dissolução das pastilhas efervescentes, tendo sido a temperatura controlada por termômetro em estufa. As imersões dos grupos das duas ligas foram realizadas simultaneamente, descartando a possibilidade de alteração de cor por temperatura da água. 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 DeguDent® foram obtidos anteriormente aos do grupo Vera PDI®, e portanto submetidos a maior tempo de armazenamento. Ao término da obtenção dos espécimes correspondentes ao grupo da liga Vera PDI®, todos foram imediatamente submetidos ao ciclo de imersão em água destilada em estufa, para liberação do monômero residual (AMERICAN DENTAL ASSOCIATION, 1975; ADA SPECIFICATION n. 12). Dessa forma, a diferença de valores entre os grupos pode ter sido influenciada pelos fatores citados. Apesar da diferença estatística, todos os valores dos grupos experimentais encontram-se abaixo dos valores detectáveis clinicamente. Segundo a National Bureau of Standards (POLYZOIS et al, 1997),

valores entre 0 e 0,5 demonstram indícios de alteração de cor; 0,5 a 1,5, leve alteração; 1,5 a 3,0 indicam alterações perceptíveis; de 3,0 a 6,0, consideráveis; 6,0 a 12,0, muita diferença de cor e acima de 12,0, excessiva alteração de cor. Os valores médios obtidos neste estudo, de ΔE : 0,42 a ΔE : 1,09, encontram-se entre as faixas de indícios e leve alteração, porém não perceptíveis, não impedindo a utilização de nenhuma das soluções quando avaliada somente a resina acrílica termopolimerizável comprovando o que existe na maioria dos trabalhos encontrados na literatura (ROBINSON, MCCABE, STORER, 1985; CRAWFORD et al., 1986; ROBINSON, MCCABE, STORER, 1987; ARAB, NEWTON, LLOYD, 1988; ARAB, NEWTON, LLOYD, 1989; MCNEME, VON GONTEN, WOOLSEY, 1991; MA, JOHNSON, GORDON, 1997; WEBB et al., 1998; SATO et al., 2005; FERREIRA et al., 2008).

A rugosidade superficial de materiais constituintes de uma prótese é de extrema importância, pois pode afetar direta ou indiretamente a adesão de microrganismos (TAYLOR, MARYAN, VERRAN, 1998; MORGAN, WILSON, 2001; NIKAWA et al., 2003; GLASS et al., 2004; BERGER et al., 2006). Para que ocorra a adesão microbiana, é necessária rugosidade mínima de 0,2 μm , sendo este valor o limite aceitável clinicamente (BOLLEN et al., 1997). O parâmetro utilizado neste estudo para obtenção da rugosidade superficial foi o R_a , que corresponde à média aritmética das distâncias absolutas de um perfil de rugosidade em relação à linha central, em um dado comprimento de leitura. Maiores valores R_a apresentados pela resina acrílica quando comparada com a liga de cobalto-cromo, são resultantes da natureza plástica da resina (TAYLOR, MARYAN, VERRAN, 1998). No presente estudo, não houve diferença significativa entre as ligas e entre as soluções, quando avaliada a rugosidade em relação à resina acrílica termopolimerizável e às ligas metálicas (Tabela 4). Além disso, todos os resultados obtidos estiveram abaixo do limite aceitável clinicamente (Apêndice B).

As análises complementares deste estudo, microscopia eletrônica de varredura associada à espectrometria por dispersão de raios-X permitiram a visualização microscópica da superfície, de forma a identificar efeitos deletérios ocasionados pelas soluções. Comparou-se também a composição das pastilhas efervescentes e pôde-se verificar que a composição identificada nesse estudo coincidiu de forma geral com a apresentada pelos fabricantes, sendo identificados, além da composição apresentada pelos fabricantes, os íons de fósforo na pastilha Corega Tabs® (Fig.

44), potássio na Medical Interpoursous® (Fig. 45) e cloro na Polident® (Fig. 46). As composições das ligas também foram comparadas, e apresentaram algumas diferenças: presença de ferro, cálcio e oxigênio para ambas as ligas; alumínio, sódio e enxofre na liga DeguDent® (Fig. 47) e silício, carbono e manganês na liga Vera PDI® (Fig. 48). Também foi possível observar corrosão generalizada e por pites nas amostras imersas em hipoclorito de sódio. Mesmo com uma concentração mínima (0,05%) preconizada por Barnabé et al., 2004, o hipoclorito foi capaz de causar danos superficiais, corroborando com a maioria dos trabalhos encontrados na literatura, que contra-indicam sua utilização em próteses com componentes metálicos (NEILL, 1968; ASHTON, BLOCH, 1971; BACKENSTOSE, WELLS, 1977; ABELSON, 1981; MCGOWAN, SHIMODA E WOOLSEY, 1988; SESMA et al., 1999; KEYF, GÜNGÖR, 2003). Encontram-se na literatura trabalhos que indicam o acréscimo de anti-corrosivos como o hexametáfosfato de sódio, mas mesmo assim seu uso a longo prazo não é indicado (BACKENSTOSE, WELLS, 1977; SESMA et al., 1999). Embora o fabricante da pastilha Medical Interpoursous® tenha indicado seu uso em próteses com estruturas metálicas, esta pastilha propiciou corrosão superficial das ligas metálicas avaliadas. Observou-se que essa corrosão ocorreu pela deposição prolongada da solução no metal, uma vez que lavar em água corrente após imersão, conforme instruções do fabricante, não foi suficiente para remover a película de solução formada sobre os espécimes. Dessa forma, acredita-se que o produto tenha agido continuamente mesmo após as amostras terem sido removidas da imersão. É necessário, portanto, que as instruções de uso sejam reformuladas, com orientação de escovação também após imersão (WAGNER, 1973; LEE et al., 1985), e não somente enxágue em água corrente, assim como preconizado por Lee et al. (1985) e os fabricantes das demais pastilhas utilizadas neste estudo. Pequenas manchas foram observadas pela MEV nas pastilhas Corega Tabs® e Polident®, porém não foram visíveis clinicamente e não apresentaram indícios de corrosão.

Foram realizadas também, avaliações quanto à liberação de íons para o meio da solução e estabilidade de massa por meio da espectrometria de massas com plasma acoplado indutivamente e balança de alta precisão, respectivamente. No trabalho de Keyf e Güngör, 2003, não houve alteração de massa significativa da liga de Co-Cr avaliada após os ensaios de imersão em diferentes soluções (Corega Tabs®, Axion e água de torneira). No presente estudo, houve diferença significativa

entre as soluções, tendo as soluções de Medical Interpours® e Corega Tabs® apresentado os maiores valores. Entre as ligas pôde-se observar significância estatística, com a liga DeguDent® tendo apresentado menor perda de massa que a liga Vera PDI®. Os resultados desse ensaio estão de acordo com os resultados obtidos no ensaio de liberação de íons, no qual se observou tendência maior de liberação de íons para a liga Vera PDI®.

Os enxaguatórios avaliados, de forma geral, não ocasionaram danos estruturais e tampouco manchamento dos materiais. Deve-se considerar que o modelo experimental utilizado não avaliou dentes artificiais e que existem na literatura trabalhos que demonstram que o gluconato de clorexidina pode causar manchamento nos elementos citados (BACKENSTOSE, WELLS, 1977; BUDTZ-JØRGENSEN, 1979; ABELSON, 1985).

Outro fator a ser considerado é que as soluções devem apresentar odor agradável e fácil manipulação. Neste estudo foi possível observar que a pastilha Medical Interpours® 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.

O enfoque desse trabalho foi utilizar alguns produtos disponíveis no mercado e relatados na literatura como auxiliares à higienização das próteses e não substitutos à escovação. Dessa forma, não foi intuito realizar avaliação microbiológica para mensurar a efetividade antimicrobiana dos materiais. Como o custo é um fator que também deve ser considerado e visto que os enxaguatórios não ocasionaram efeitos deletérios aos componentes da PPR e têm custo significativo, futuros estudos para avaliar a capacidade antimicrobiana da diluição dos enxaguatórios devem ser realizados de forma a minimizar o investimento em higienização de prótese parcial removível.

7 Conclusões

Dentre as limitações do presente estudo, concluiu-se que:

- 1) as soluções utilizadas não foram deletérias à resina acrílica termopolimerizável, quando avaliada a estabilidade de cor. Porém, as soluções de hipoclorito de sódio 0,05% e a pastilha efervescente Medical Interpoursous® causaram manchamento da superfície das ligas metálicas;
- 2) não houve alteração da rugosidade das ligas e resina após imersão nas soluções;
- 3) a liga Vera PDI apresentou maior perda de massa que a liga DeguDent®. As pastilhas efervescentes Medical Interpoursous® e Corega Tabs® propiciaram maiores alterações de massa;
- 4) de acordo com a MEV e EDS a solução de hipoclorito de sódio 0,05% ocasionou corrosão generalizada das ligas de cobalto-cromo e a pastilha Medical Interpoursous® promoveu tanto corrosão por ação prolongada quanto manchamento da superfície;
- 5) as soluções de hipoclorito de sódio 0,05% e Medical Interpoursous® apresentaram maior liberação de íons quando comparadas com as demais soluções; quando comparadas as ligas, houve maior liberação de íons com a liga Vera PDI®;
- 6) as demais soluções (Cepacol®, Periogard® e Polident®) não apresentaram efeitos deletérios às ligas metálicas e resina acrílica termopolimerizável, podendo ser indicadas como auxiliares à escovação para higienização das próteses parciais removíveis.

Referências Bibliográficas

1. ABELSON, D.C. Denture plaque and denture cleansers. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 45, n. 4, p. 376-9, apr. 1981.
2. ABELSON, D.C. Denture plaque and denture cleansers: review of the literature. **Gerodontology**, Copenhagen, v. 1, n. 5, p.202-6, oct. 1985.
3. ABERE, D.J. Post-placement care of complete and removable partial dentures. **Dent Clin North Am.**, Philadelphia, v. 23, n. 1, p. 143-51, jan.1979
4. ANDRUP, B., ANDERSSON, B., HEDEGÅRD, B. Denture hygiene III. Does the cleaning of complete dentures help to cure stomatitis? **Tandlakartidningen**, Swedish, v. 69 n. 7, p. 394-8, apr. 1977.
5. ARAB, J., NEWTON, J.P.; LLOYD, C.H. The importance of water temperature in denture cleaning procedures. **J Dent**, Bristol, v. 16, n. 6, p. 277-81, dec. 1988.
6. ASHTON, L.A., BLOCH, G.A. Cleanser effects on denture materials. **Georgetown Dent J.**, Georgetown, v. 37, n. 2, p.12-4, jun-nov. 1971.
7. AUGSBURGER, R.H.; ELAHI, J.M. Evaluation of seven proprietary denture cleansers. **J Prosthet Dent.**, St. Louis, v. 47, n. 4, p.356-9, apr. 1982.
8. BACKENSTOSE, W.M.; WELLS, J.G. Side effects of immersion-type cleansers on the metal components of dentures. **J Prosthet Dent.**, St. Louis, v. 37, n. 6, p. 615-21, jun. 1977.
9. BARBEAU, J.; SÉGUIN, J.; GOULET, J.P.; DE KONINCK, L.; AVON, S.L.; LALONDE, B.; ROMPRÉ, P.; DESLAURIERS, N. Reassessing the presence of *Candida albicans* in denture-related stomatitis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, Jackson, v. 95 n. 1, p. 51-9, jan. 2003.
10. BARNABÉ, W.; MENDONÇA NETO, T.; PIMENTA, F.C.; PEGORARO, L.F.; SCOLARO, J.M. Efficacy of sodium hypochlorite and coconut soap used as

- disinfecting agents in the reduction of denture stomatitis, *Streptococcus mutans* and *Candida albicans*. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v.31, n. 5, p. 453-9, may 2004.
11. BERGER, E.K.; EWOLDSEN, N. Managing biofilm in dental prosthesis. **Cont Oral Hygiene**, <http://www.contemporaryoralhygieneonline.com>, march 2006.
12. BERGER, J.C.; DRISCOLL, C.F.; ROMBERG, E.; LUO, Q.; THOMPSON, G. Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. **J Prosthodont.**, Philadelphia, v. 15, n. 3, p. 180-6, may-jun. 2006.
13. 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. **Dent Mater.**, Oxford, v. 13, n. 4, p. 258-69, jul. 1997. Review.
14. BUDTZ-JØRGENSEN, E. Materials and methods for cleaning dentures. **J Prosthet Dent.**, St. Louis, v. 42, n. 6, p. 619-23, dec.1979.
15. BUDTZ-JØRGENSEN, E.; STENDERUP, A.; GRABOWSKI, M. An epidemiologic study of yeasts in elderly denture wearers. **Community Dent Oral Epidemiol.**, South Australia, v. 3 n. 3, p. 115-9, may 1975.
16. BUDTZ-JØRGENSEN, E.; THEILADE, E.; THEILADE, J.; ZANDER, H.A. Method for studying the development, structure and microflora of denture plaque. **Scand J Dent Res.**, Copenhagen, v. 89, n. 2, p. 149-56, apr. 1981.
17. BUERGERS, R.; ROSENTRITT, M.; SCHNEIDER-BRACHERT, W.; HANDEL, G.; HAHNEL, S. Efficacy of denture disinfection methods in controlling *Candida albicans* colonization in vitro. **Acta Odontol Scand.**, Huddinge, v. 66, n. 3, p. 174-80, jun. 2008.

18. CARLSSON, J.; SÖDERHOLM, G.; ALMFELDT, I. Prevalence of *Streptococcus sanguis* and *Streptococcus mutans* in the mouth of persons wearing full-dentures. **Arch Oral Biol.**, Liverpool, v. 14, n. 3, p. 243-9, mar. 1969.
19. CATALAN, A.; CELIS, A.; REVECO, A. Stomatitis under prosthesis. **Odontol Chil.**, Santiago, v. 25, n. 118, p. 102-6, jul-dec. 1977.
20. CHAN, E.C.S; IUGOVAZ, I.; SIBOO, R.; BILYK, M.; BAROLET, R.; AMSEL, R.; WOOLEY, C.; KLITORINOS, A. Comparison of two popular methods for removal and killing of bacterias from dentures. **J Can Dent Assoc.**, Ottawa, v. 57, n. 12, p. 937-9, dec. 1991.
21. CONNOR, J.N.; SCHOENFELD, C.M.; TAYLOR, R.L. Study of in vivo plaque formation. **J Dent Res.**, Alexandria, v. 55, n. 3, p. 481-8, may-jun. 1976.
22. COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT. Denture cleansers. **J Am Dent Assoc.**, Chicago, v. 106, n. 1, p. 77-9, jan. 1983.
23. 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. **J Am Dent Assoc.**, Chicago, v. 110, n. 6, p. 969-72, jun. 1985.
24. CRAWFORD, C.A.; LLOYD, C.H.; NEWTON, J.P.; YEMM, R. Denture bleaching: a laboratory simulation of patients' cleaning procedures. **J Dent.**, Bristol, v. 14, n. 6, p. 258-61, dec. 1986.
25. CRAWFORD, C.A.; NEWTON, J.P.; YEMM, R. Bleached dentures: misuse of a denture-cleaning agent. **Dent Update**, London, v. 14, n. 1, p. 29-32, jan-fev. 1987.
26. DAVENPORT, J.C. The oral distribution of candida in denture stomatitis. **Br Dent J.**, London, v. 18, n. 4, p. 151-6, aug. 1970.

27. DEVLIN, H.; BEDI, R. Denture use and abuse. **Dent Update**, London, v. 15, n. 2, p. 78-80, mar. 1988.
28. DEVLIN, H.; KAUSHIK, P. The effect of water absorption on acrylic surface properties. **J Prosthodont.**, Philadelphia, v. 14, n. 4, p. 233-8, dec. 2005.
29. DILLS, S.S.; OLSHAN, A.M.; GOLDNER, S.; BROGDON, C. Comparison of the antimicrobial capability of an abrasive paste and chemical-soak denture cleaners. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 60, n. 4, p. 467-70, oct. 1988.
30. EDGERTON, M.; LEVINE, M.J. Characterization of acquired denture pellicle from healthy and stomatitis patients. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 68, n. 4, p. 683-91, oct. 1992.
31. FERRAN, P.; MIGUEL, J.L.; BOUSQUET, A.; DUBOIS, J. Hygiène et prophylaxie em prótese dentaire complete chez la personne âgée. **Inf Dent.**, Paris, v. 66, n. 15, p. 1509-15, apr. 1984.
32. FOUCHE, M.H.; SLABBERT, J.C.; COOGAN, M.M. Microorganisms isolated from patients with denture stomatitis. **J Dent Assoc S Afr.**, Joanesburgo, v. 41, n. 6, p. 313-6, jun. 1986.
33. FRANCO-NETO, C.A.; PAROLO, C.C.; RÖSING, C.K.; MALTZ, M. Comparative analysis of the effect of two chlorhexidine mouthrinses on plaque accumulation and gingival bleeding. **Braz Oral Res.**, São Paulo, v. 22, n. 2, p. 139-44, apr-jun. 2008.
34. GARCIA, R.C.M.R.; SOUZA Jr, J.A.; RACHED, R.N.; DEL BEL CURY, A.A. Effect of denture cleansers on the surface roughness and hardness of a microwave-cured acrylic resin and dental alloys. **J Prosthodont.**, Philadelphia, v. 13, n.3, p. 194-199, sep. 2004.

35. GLASS, R.T.; BULLARD, J.W.; CONRAD, R.S.; BLEWETT, E.L. Evaluation of the sanitization effectiveness of a denture-cleaning product on dentures contaminated with known microbial flora. An in vitro study. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 35, n. 3, p.194-9, mar. 2004.
36. GUIMARÃES Jr, J. Controle de infecção cruzada no consultório odontológico. **Rev Assoc Paul Cir Dent.**, Araçatuba, v. 46, n. 2, p. 711-716, 1992.
37. HOAD-REDDICK, G.; GRANT, A.A.; GRIFFITHS, C.S. Investigation into the cleanliness of dentures in an elderly population. **J Prosthet Dent.**, St Loius, v. 64, n.1, p. 48-52, jul. 1990.
38. HONG, G.; MURATA, H.; LI, Y.; SADAMORI, S.; HAMADA, T. Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 101, n. 3, p. 205-13, 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. **NY State Dent J.**, New York, v. 39, n. 6, p. 363-7, jun-jul. 1973.
40. ITO, I. Y.; VERRI, R. A.; RIBAS, J. P.; DE LIMA, S. N. M.; PALAMIN, R. V.; CAMPOS, G. M. Efeitos do Cloreto de Cetilpiridíneo na inibição da placa dental. **Odont. Moderna**, Rocha, v. 7, n.2, p.8-23, fev. 1980.
41. JAGGER, D.C.; HARRISON, A. Denture cleansing – the best approach. **Br Dent J.**, London, v. 178, n. 11, p. 413-7, jun. 1995.
42. JAKOBSEN, S.S.; DANSCHER, G.; STOLTENBERG, M.; LARSEN, A.; BRUUN, J.M.; MYGIND, T.; KEMP, K.; SOBALLE, K. Cobalt-chromium-molybdenum alloy causes metal accumulation and metallothionein up-regulation in rat liver and kidney. **Basic Clin Pharmacol Toxicol.**, Odense, v. 101, n. 6, p. 441-6, dec. 2007.

43. KAZUO, S.D.; FERREIRA, U.C.S.; JUSTO, K.D.; RYE, O.E.; SHIGUEYUKI, U.E. Higienização em prótese parcial removível. **Rev Odont UNICID**, São Paulo, v. 20, n.2, p. 168-4, mai-ago. 2008.
44. KEMPLER, D.; MYER, M.; KAHL, E.A.; MARTIN, D.W. The efficacy of sodium hypochlorite as a denture cleanser. **Spec Care Dentist.**, Chicago, v. 2, n. 3, p. 112-5, may-jun. 1982.
45. KENG, S.B.; LIM, M. Denture plaque distribution and the effectiveness of a perborate-containing denture cleanser. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 27, n. 5, p. 341-5, may 1996.
46. KEYF, F.; GÜNGÖR, T. Comparison of effects of bleach and cleansing tablet on reflectance and surface changes of a dental alloy used for removable partial dentures. **J Biomater Appl.**, Lancaster, v. 18, n. 1, p. 5-14, jul. 2003.
47. KUCHAR, M.; FUNDUK, N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 93, n. 1, p. 76-85, jan. 2005.
48. KULAK, Y.; ARIKAN, A.; ALBAK, S.; OKAR, I.; KAZAZOGLU, E. Scanning electron microscopic examination of different cleaners: surface contaminant removal from dentures. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v. 24, n. 3, p. 209-15, mar. 1997.
49. KULAK-OZKAN, Y.; KAZAZOGLU, E.; ARIKAN, A. Oral hygiene habits, denture cleanliness, presence of yeasts and stomatitis in elderly people. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v. 29, n. 3, p. 300-4, mar. 2002.
50. LACERDA, T.S.P. Quais são os recursos utilizados para a limpeza das próteses totais? **Rev Assoc Paul Cir Dent.**, Araçatuba, v. 52, n. 3, p. 217-218, 1998.
51. LAMFON, H., AL-KARAAWI, Z.; McCULLOUGH, M., PORTER, S.R., PRATTEN, J. Composition of in vitro denture plaque biofilms and susceptibility to

- antifungicals. **FEMS Microbiol Lett.**, Birmingham, v. 242, n. 2, p. 345-51, jan. 2005.
52. LAMFON, H.; PORTER, S.R.; McCULLOUGH, M.; PRATTEN, J. Susceptibility of *Candida albicans* biofilms grown in a constant depth film fermentor to chlorhexidine, fluconazole and miconazole: a longitudinal study. **J Antimicrob Chemother.**, Oxford, v. 53, n. 2, p. 383-5, feb. 2004.
53. LANGWELL, W.H. The cleansing of artificial dentures. **Br Dent J.**, London, v. 15, n. 11, p. 337-9, nov. 1955.
54. LEE, H.E.; WANG, C.C.; WANG, J.C.; CHEN, C.P. The effect of denture cleansers and cleansing methods on the microflora of denture plaque. **Gaoxiong Yi Xue Ke Xue Za Zhi.**, Taipé, v. 1, n. 2, p. 88-94, feb. 1985.
55. LESSA, F.C.; ENOKI, C.; ITO, I.Y.; FARIA, G.; MATSUMOTO, M.A.; NELSON-FILHO, P. In-vivo evaluation of the bacterial contamination and disinfection of acrylic baseplates of removable orthodontic appliances. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.**, Seattle, v. 131, n. 6, p. 11-7, jun. 2007.
56. LOVATO-SILVA, C.H.; PARANHOS, H.F.O.; MELLO, P.C.; CRUZ, P.C.; FREITAS, K.M.; MACEDO, L.D. Levantamento do grau de instruções e dos materiais e métodos de higiene utilizados por usuários de próteses totais. **Rev Odont da UNESP**, Araraquara, v. 35, n. 2, p. 125-31, 2006.
57. MA, T.; JOHNSON, G.H.; GORDON, G.E. Effects of chemical disinfectants on the surface characteristics and color of denture resins. **J Prosthet Dent.**, St. Louis, v. 77, n. 2, p. 197-204, feb. 1997.
58. MACCALLUM, M.; STAFFORD, G.D.; MACCULLOCH, W.T.; COMBE, E.C. Wich cleanser? A report on a survey of denture cleansing routine and the development

- of a new denture cleanser. **Dent Pract Dent Rec.**, Bristol, v. 19, n. 3, p. 83-9, nov. 1968.
59. MÄHÖNEN, K.; VIRTANEN, K.; LARMAS, M. The effect of prosthesis disinfection on salivary microbial levels. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v. 25, n. 4, p. 304-310, apr. 1998.
60. MCGOWAN, M.J.; SHIMODA, L.M.; WOOLSEY, G.D. Effects of sodium hypochlorite on denture base metals during immersion for short-term sterilization. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 60, n. 2, p. 212-8, aug. 1988.
61. MCNEME, S.J.; VON GONTEN, A.S.; WOOLSEY, G.D. Effects of laboratory disinfecting agents on color stability of denture acrylic resins. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 66, n. 1, p. 132-6, jul. 1991.
62. MENENDEZ, A.; LI, F.; MICHALEK, S.M.; KIRK, K.; MAKHIJA, S.K.; CHILDERS, N.K. Comparative analysis of the antibacterial effects of combined mouthrinses on *Streptococcus mutans*. **Oral Microbiol Immunol.**, Los Angeles, v. 20, n. 1, p. 31-4, feb. 2005.
63. MOORE, T.C.; SMITH, D.E.; KENNY, G.E. Sanitization of dentures by several denture hygiene methods. **J Prosthet Dent.**, St. Louis, v. 52, n. 2, p. 158-63, aug. 1984.
64. MORAIS, L.S.; GUIMARÃES, G.S.; ELIAS, C.N. Liberação de íons por biomateriais metálicos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 12, n. 6, p. 48-53, nov.-dez. 2007.
65. 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. **J Appl Microbiol.**, Oxford, v. 91, n. 1, p. 47-53, jul. 2001.

66. MORRIS, H.F.; MANZ, M.; STOFFER, W.; WEIR, D. Casting alloys: the materials and the clinical effects. **Adv Dent Res.**, Alexandria, v. 6, p. 28-31, sep. 1992.
67. NALBANT, A.D.; KALKANCI, A.; FILIZ, B.; KUSTIMUR, S. Effectiveness of different cleaning agents against the colonization of *Candida* spp and the in vitro detection of the adherence of these yeast cells to denture acrylic surfaces. **Yonsei Med J.**, Seoul, v. 49, n. 4, p. 647-54, aug. 2008.
68. NEILL, D.J. A study of materials and methods employed in cleaning dentures. **Br Dent J.**, London, v. 124, n. 3, p.107-15, feb. 1968.
69. NIKAWA, H.; HAMADA, T.; YAMAMOTO, T. Denture plaque – past and recent concerns. **J Dent.**, Bristol, v. 26, n. 4, p. 299-304, may 1998.
70. NIKAWA, H.; HAMADA, T.; YAMASHIRO, H.; KUMAGAI, H. A review of in vitro and in vivo methods to evaluate the efficacy of denture cleansers. **Int J Prosthodont.**, Lombard, v. 12, n. 2, p. 153-9, mar-apr. 1999.
71. NIKAWA, H.; JIN, C.; MAKIHIRA, S.; EGUSA, H.; HAMADA, T.; YAMASHIRO, H.; KUMAGAI, H. Biofilm formation of *Candida albicans* on the surfaces of deteriorated soft denture lining materials caused by denture cleansers in vitro. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v. 30, n. 3, p. 243-50, mar. 2003.
72. OUHAYOUN, J.P. Penetrating the plaque biofilm: impact of essential oil mouthwash. **J Clin Periodontol.**, Oxford, v. 30, suppl 5, p. 10-2, 2003.
73. PARANHOS, H.F.O.; MALACHIAS, A.; PARDINI, L.C. Materiais para limpeza de dentaduras: revisão da literatura. **Rev Fac Odontol Lins**, Lins, v. 4, n. 2, p. 19-24, jul-dez. 1991.
74. PARANHOS, H.F.O.; SILVA-LOVATO, C.H.; SOUZA, R.F.; CRUZ, P.C.; FREITAS, K.M.; PERACINI, A. Effects of mechanical and chemical methods on

- denture biofilm accumulation. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v. 34, n. 8, p. 606-12, aug. 2007.
75. PAVARINA, A.C.; PIZZOLITTO, A.C.; MACHADO, A.L.; VERGANI, C.E.; GIAMPAOLO, E.T. An infection control protocol: effectiveness of immersion solutions to reduce the microbial growth on dental prostheses. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v. 30, n. 5, p. 532-6, may 2003.
76. PINTO, T.M.; NEVES, A.C.; LEÃO, M.V.; JORGE, A.O. Vinegar as an antimicrobial agent for control of *Candida* spp. in complete denture wearers. **J Appl Oral Sci.**, Bauru, v. 16, n. 6, p. 385-90, nov-dec. 2008.
77. POLYZOIS, G.L.; YANNIKAKIS, S.A.; ZISSIS, A.J.; DEMETRIOU, P.P. Color changes of denture base materials after disinfection and sterilization immersion. **Int J Prosthodont.**, Lombard, v. 10, n. 1, p. 83-9, jan-fev. 1997.
78. PUSATERI, C.R.; MONACO, E.A.; EDGERTON, M. Sensitivity of *Candida albicans* biofilm cells grown on denture acrylic to antifungal proteins and chlorhexidine. **Arch Oral Biol.**, Liverpool, v. 54, n. 6, p. 588-94, jun. 2009.
79. RADFORD, D.R.; SWEET, S.P.; CHALLACOMBE, S.J.; WALTER, J.D. Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. **J Dent.**, Bristol, v. 26, n. 7, p. 577-83, sep. 1998.
80. RIBEIRO, D.G.; PAVARINA, A.C.; GIAMPAOLO, E.T.; MACHADO, A.L.; JORGE, J.H.; GARCIA, P.P. Effect of oral hygiene education and motivation on removable partial denture wearers: longitudinal study. **Gerodontology**, Dundee, v. 26, n. 2, p. 150-6, jun. 2009.
81. ROBINSON, J.G.; MCCABE, J.F.; STORER, R. The whitening of acrylic dentures: the role of denture cleansers. **Br Dent J.**, London, v. 159, n. 8, p. 247-50, oct. 1985.

82. ROBINSON, J.G.; MCCABE, J.F.; STORER, R. Denture bases: the effects of various treatments on clarity, strength and structure. **J Dent.**, Bristol, v. 15, n. 4, p. 159-65, aug. 1987.
83. RUSTOGI, K.N.; MELLBERG, J.R.; SCHLISSEL, H.J.; HANSEN, K.R.; VOLPE, A.R. The clinical efficacy of denture cleansers. **Q Natl Dent Assoc.**, Memphis, v. 37, n. 3, p. 100-6, apr. 1979.
84. SATO, S.; CAVALCANTE, M.R.S.; ORSI, I.A.; PARANHOS, H.F.O.; ZANIQUELLI, O. Assessment of flexural strenght and color alteration of heat-polymerized acrylic resins after simulated use of denture cleansers. **Braz Dent J.**, Ribeirão Preto, v. 16, n. 2, p. 124-8, may-aug. 2005.
85. SCHALCH, M.V.; ADABO, G.L.; SOUZA, R.F.; FONSECA, R.G.; CRUZ, C.A.S. Resistência à corrosão de ligas odontológicas submetidas à desinfecção. **Rev Odont UNESP**, Araraquara, v. 33, n. 3, p.143-8, 2004.
86. SESMA, N.; TAKADA, K.S; LAGANÁ, D.C.; JAEGER. R.G.; AZAMBUJA Jr, N. Eficiência de métodos caseiros de higienização e limpeza de próteses parciais removíveis. **Rev Assoc Paul Cir Dent.**, Araçatuba, v. 53, n. 6, p. 463-8, nov-dez. 1999.
87. SEXSON, J.C.; PHILLIPS, R.W. Studies on the effects of abrasives on acrylic resins. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 1, n. 4, p. 54-71, jul. 1951.
88. SHANNON, I.L.; STARCKE, E.N. Higher performance denture cleansers. **NY J Dent.**, Brooklyn, v. 48, n. 8, p. 246-50, oct. 1978.
89. SHAY, K. Denture hygiene: a review and update. **J Contemp Dent Pract.**, Cincinnati, v. 1, n. 2, p. 28-41, feb. 2000.

90. SHEEN, S.R.; HARRISON, A. Assessment of plaque prevention on dentures using an experimental cleanser. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 84, n. 6, p. 594-601, dec. 2000.
91. SMITH, D.C. Denture Cleansers. **Dent Pract Dent Rec.**, Bristol, v. 12, n. 3, p. 93-4, nov. 1961.
92. SMITH, D.C. The cleansing of denture. **Dent Pract Dent Rec.**, Bristol, v. 17, n. 2, p. 39-43, oct. 1966.
93. TARBET, W.J.; AXELROD, S.; MINKOFF, S; FRATARCANGELO, P.A. Denture cleansing: a comparison of two methods. **J Prosthet Dent.**, St. Louis, v. 51, n. 3, p. 322-5, mar. 1984.
94. TAYLOR, R.; MARYAN, C.; VERRAN, J. Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 80, n. 5, p. 592-7, nov. 1998.
95. THEILADE, E.; BUDTZ-JØRGENSEN, E. Predominant cultivable microflora of plaque on removable dentures in patients with denture-induced stomatitis. **Oral Microbiol Immunol.**, Los Angeles, v. 3, n. 1, p. 8-13, mar. 1988.
96. UNLÜ, A.; ALTAY, O.T.; SAHMALI, S. The role of denture cleansers on the whitening of acrylic resins. **Int J Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 3, p. 266-70, may-jun. 1996.
97. VAN REENEN, J.F. Microbiologic studies on denture stomatitis. **J Prosthet Dent.**, St Louis, v. 30, n. 4, p. 493-505, oct. 1973.
98. VANDENBUSSCHE, M.; SWINNE, D. Yeasts oral carriage in denture wearers. **Mykosen Suppl.**, Utrecht, v. 27, n. 9, p. 431-5, sep. 1984.

99. VIENNOT, S.; DALARD, F.; LISSAC, M.; GROSGOGEAT, B. Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. **Eur J Oral Sci.**, Oxford, v. 113, n. 1, p. 90-5, feb. 2005.
100. WAGNER, A.G. Maintenance of the partially edentulous mouth and care of the denture. **Dent Clin North Am.**, Philadelphia, v. 17, n. 4, p. 755-68, oct. 1973.
101. WALBER, L.F.; RADOS, P.V. Estudo comparativo de tratamento da estomatite protética pelo reembasamento ou substituição das próteses totais. **Rev Fac Odontol Porto Alegre**, Porto Alegre, v. 40, n. 2, p. 17-23, 2000.
102. WALKER, C.B. Microbiological effects of mouthrinses containing antimicrobials. **J Clin Periodontol.**, Oxford, v. 15, n. 8, p. 499-505, sep. 1988.
103. WALTER, B.; FRANK, R.M.; STEUER, P. Ultrastructural development of dated plaque in case of denture stomatitis. **J Biol Buccale.**, Paris, v. 14, n. 2, p. 115-24, jun. 1986.
104. WATANABE, E.; TANOMARU, J.M.; NASCIMENTO, A.P.; MATOBA-JÚNIOR, F.; TANOMARU-FILHO, M.; YOKO ITO, I. Determination of the maximum inhibitory dilution of cetylpyridinium chloride-based mouthwashes against *Staphylococcus aureus*: an in vitro study. **J Appl Oral Sci.**, Bauru, v. 16, n. 4, p. 275-9, jul-aug. 2008.
105. WEBB, B.C.; THOMAS, C.J.; WHITTLE, T. A 2-year study of *Candida*-associated denture stomatitis treatment in aged care subjects. **Gerodontology**, Dundee, v. 22, n. 3, p. 168-76, sep. 2005.
106. WEBB, B.C.; WILLCOX, M.D.; THOMAS, C.J.; HARTY, D.W.; KNOX, K.W. The effect of sodium hypochlorite on potential pathogenic traits of *Candida albicans* and other *Candida* species. **Oral Microbiol Immunol.**, Los Angeles v. 10, n. 6, p. 334-41, dec. 1995.

107. WHITEHEAD, S.A.; SHEARER, A.C.; WATTS, D.C.; WILSON, N.H.
Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. **Dent Mater.**,
Oxford, v. 15, n. 2, p. 79-86, mar. 1999.
108. WÖSTMANN, B.; BUDTZ-JØRGENSEN, E.; JEPSON, N.; MUSHIMOTO, E.;
PALMQVIST, S.; SOFOU, A.; OWALL, B. Indications for removable partial
dentures: a literature review. **Int J Prosthodont.**, Lombard, v. 18, n. 2, p. 139-45,
mar-apr, 2005. Review.

Apêndice

Apêndice A – Estabilidade de cor (ΔE)Tabela A1 – Valores dos parâmetros L^* , a^* , b^* e E^* para liga DeguDent®.

Soluções	dL^*	da^*	db^*	dE^*
Água Destilada	0,48	-0,41	-0,12	0,64
	0,15	-0,23	-0,18	0,32
	0,19	-0,03	-0,22	0,29
	0,19	0,13	-0,27	0,35
	0,25	0,02	-0,39	0,46
Hipoclorito de sódio 0,05%	0,03	-0,17	-1,75	1,75
	0,43	-0,14	-0,53	0,69
	0,94	0,07	0,08	0,94
	0,88	-0,07	-0,58	1,05
	0,89	-0,1	-0,78	1,18
Periogard®	0,33	-0,29	-0,57	0,71
	0,75	-0,14	-0,04	0,76
	0,94	-0,81	-1,01	1,59
	0,46	-0,36	-0,11	0,59
	0,13	-0,32	-0,42	0,54
Cepacol®	-0,06	-0,12	-0,56	0,57
	1,03	-0,44	-0,37	1,17
	0,41	0,11	-0,14	0,44
	0,35	-0,12	-0,57	0,67
	-0,22	-0,74	-0,45	0,89
Corega Tabs®	0,07	-0,95	-1,47	1,75
	0,87	-0,42	-1,52	1,8
	0,64	0,06	-0,94	1,13
	1,12	-0,73	-0,5	1,42
	1,27	-0,44	-0,69	1,51
Medical Interpoursous®	1,7	-0,29	-0,39	1,76
	0,17	-0,11	-2,04	2,05
	0,52	-0,77	-0,81	1,23
	0,56	0,03	-1,14	1,27
	1,04	-0,79	-0,02	1,3
Polident®	0,48	-0,33	-1,48	1,59
	0,31	0,04	-0,81	0,86
	1,21	-0,79	-0,88	1,69
	0,69	0,18	-1,5	1,66
	-0,27	0,03	-0,5	0,56

Tabela A2 – Valores dos parâmetros L*, a*, b* e E* para liga Vera PDI®.

Soluções	dL*	da*	db*	dE*
Água Destilada	-0,25	-0,31	-0,23	0,45
	0,19	0,16	0,4	0,47
	-0,09	0,13	-0,26	0,3
	-0,48	-0,15	-0,27	0,57
	0,15	0,14	0,32	0,38
Hipoclorito de sódio 0,05%	-0,72	-0,28	-0,43	0,88
	-0,42	-0,1	-0,34	0,54
	-0,35	-0,13	-0,22	0,43
	0,04	0,06	0,26	0,26
	-0,41	-0,07	-0,27	0,49
Periogard®	0,13	0,11	0,17	0,24
	-0,02	-0,13	-0,04	0,13
	0,1	-0,08	0,11	0,16
	0,44	-0,21	-0,22	0,53
	0,17	-0,2	-0,03	0,26
Cepacol®	-0,11	-0,29	0,04	0,31
	0,01	0,17	-0,24	0,29
	-0,04	-0,06	-0,12	0,13
	0,1	0,13	0,22	0,27
	0,54	0,25	0,07	0,59
Corega Tabs®	0,28	-0,29	-0,17	0,43
	-0,45	-0,27	-0,56	0,76
	0,07	-0,26	-0,32	0,41
	0,12	-0,11	-0,07	0,17
	-0,51	-0,32	-0,56	0,82
Medical Interpoursous®	0,71	0,19	0,21	0,76
	0,2	0,14	0,28	0,37
	-0,07	-0,27	-0,66	0,71
	-0,18	-0,27	-0,58	0,66
	-0,07	-0,45	-0,51	0,68
Polident®	0,98	-0,27	0,47	1,11
	0,54	-1,21	-0,05	1,32
	-0,54	-0,58	-0,61	1
	-0,21	-0,41	-0,2	0,5
	-0,48	-0,33	-0,15	0,6

Apêndice B – Rugosidade superficial

Tabela B1 - Médias dos valores de rugosidade (Ra) das ligas de cobalto-cromo (μm).

Soluções	DeguDent®		Vera PDI®	
	T0	T1	T0	T1
Água Destilada	0,05	0,05	0,03	0,04
	0,07	0,09	0,05	0,07
	0,08	0,08	0,04	0,06
	0,06	0,06	0,04	0,04
	0,05	0,05	0,04	0,03
Hipoclorito de Sódio 0,05%	0,06	0,06	0,05	0,06
	0,04	0,06	0,04	0,05
	0,07	0,09	0,07	0,07
	0,06	0,08	0,1	0,11
	0,09	0,09	0,07	0,09
Periogard®	0,04	0,05	0,07	0,06
	0,06	0,06	0,05	0,07
	0,06	0,09	0,06	0,08
	0,09	0,1	0,06	0,06
	0,04	0,04	0,05	0,06
Cepacol®	0,04	0,06	0,03	0,05
	0,05	0,06	0,07	0,07
	0,06	0,06	0,09	0,1
	0,06	0,06	0,09	0,09
	0,05	0,05	0,07	0,08
Corega Tabs®	0,06	0,05	0,09	0,08
	0,06	0,09	0,06	0,07
	0,04	0,07	0,09	0,09
	0,1	0,11	0,07	0,09
	0,05	0,05	0,08	0,08
Medical Interpoursous®	0,05	0,1	0,06	0,07
	0,05	0,05	0,06	0,07
	0,05	0,04	0,04	0,05
	0,05	0,06	0,03	0,03
	0,06	0,06	0,06	0,06
Polident®	0,08	0,09	0,04	0,05
	0,06	0,06	0,04	0,06
	0,06	0,07	0,06	0,06
	0,08	0,08	0,05	0,08
	0,05	0,06	0,08	0,09

Tabela B2 – Médias dos valores de rugosidade (Ra) da resina acrílica associada às ligas de cobalto-cromo (μm).

Soluções	DeguDent®		Vera PDI®	
	T0	T1	T0	T1
Água Destilada	0,08	0,08	0,08	0,09
	0,07	0,07	0,06	0,06
	0,08	0,08	0,07	0,08
	0,06	0,06	0,08	0,09
	0,08	0,08	0,03	0,04
Hipoclorito de Sódio 0,05%	0,05	0,06	0,04	0,05
	0,06	0,07	0,05	0,06
	0,08	0,09	0,04	0,06
	0,08	0,09	0,05	0,07
	0,06	0,06	0,04	0,04
Periogard®	0,05	0,06	0,05	0,04
	0,06	0,07	0,03	0,04
	0,08	0,08	0,06	0,06
	0,1	0,1	0,03	0,05
	0,06	0,07	0,06	0,07
Cepacol®	0,1	0,11	0,07	0,08
	0,08	0,08	0,04	0,05
	0,05	0,05	0,05	0,04
	0,06	0,06	0,06	0,06
	0,1	0,12	0,05	0,06
Corega Tabs®	0,05	0,06	0,05	0,07
	0,12	0,13	0,04	0,07
	0,07	0,08	0,05	0,06
	0,11	0,11	0,07	0,06
	0,12	0,12	0,06	0,07
Medical Interpoursous®	0,09	0,1	0,04	0,06
	0,04	0,05	0,06	0,06
	0,05	0,05	0,05	0,05
	0,04	0,05	0,03	0,04
	0,09	0,1	0,05	0,06
Polident®	0,07	0,08	0,11	0,13
	0,05	0,06	0,09	0,09
	0,1	0,11	0,05	0,06
	0,06	0,06	0,04	0,06
	0,06	0,06	0,04	0,04

Apêndice C – Estabilidade de Massa

Tabela C1 – Médias dos valores de massa (g).

Soluções	DeguDent®		Vera PDI®	
	T0	T1	T0	T1
Água Destilada	5,4197	5,4181	5,6878	5,6803
	5,6046	5,6021	5,7716	5,7654
	5,4426	5,4412	5,6667	5,6598
	5,5972	5,5952	5,5724	5,5653
	5,6438	5,6372	5,5211	5,517
Hipoclorito de Sódio 0,05%	5,6591	5,6561	5,6312	5,6214
	5,6097	5,6072	5,572	5,5622
	5,3293	5,3276	5,2972	5,2881
	5,337	5,3356	5,4274	5,4189
	5,7641	5,7611	5,6333	5,632
Periogard®	5,6348	5,6333	5,8761	5,8647
	5,8465	5,8458	5,5321	5,5226
	5,5365	5,5362	5,4299	5,4198
	5,3192	5,319	5,4043	5,3925
	5,3727	5,3752	5,519	5,516
Cepacol®	5,4218	5,4277	5,5317	5,5219
	5,6489	5,6549	5,5365	5,5252
	5,5133	5,5132	5,5999	5,589
	5,4504	5,4492	5,7256	5,7128
	4,9358	4,9345	5,8878	5,8841
Corega Tabs®	5,8156	5,8135	5,983	5,9704
	5,6082	5,6056	5,641	5,6291
	5,7025	5,7004	5,5383	5,527
	5,5755	5,57	5,5472	5,559
	5,4225	5,4451	5,5809	5,569
Medical Interpourous®	5,478	5,4809	5,8756	5,8658
	5,5799	5,5824	5,5812	5,5704
	5,4413	5,4438	5,365	5,3576
	5,576	5,5781	5,6183	5,6094
	5,523	5,545	5,2873	5,333
Polident®	5,6341	5,6336	5,7227	5,7088
	5,6869	5,6862	5,6775	5,6652
	5,5386	5,5373	5,4917	5,4811
	5,3475	5,3482	5,5642	5,5522
	5,3632	5,365	5,7777	5,7743