

**LIGIA REGINA MOTA DE VASCONCELOS**

Cirurgiã-Dentista

**AVALIAÇÃO DA DUREZA KNOOP DE  
DENTES ARTIFICIAIS DE RESINA ACRÍLICA  
SUBMETIDOS A MÉTODOS DE DESINFECÇÃO  
QUÍMICA E POR ENERGIA DE MICRO-ONDAS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas para a obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica – Área de concentração: Prótese Total.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

**PIRACICABA**

**2010**

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

V441a	<p>Vasconcelos, Ligia Regina Mota de. Avaliação da dureza Knoop de dentes artificiais de resina acrílica submetidos a métodos de desinfecção química e por energia de micro-ondas. / Ligia Regina Mota de Vasconcelos. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2010.</p> <p>Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Prótese dentária completa. I. Consani, Rafael Leonardo Xediek. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p>(mg/fop)</p>
-------	---

Título em Inglês: Knoop hardness of resin denture teeth after chemical and microwave disinfection

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Denture, complete

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Rafael Leonardo Xediek Consani, Sergio Russi, Marcelo Ferraz Mesquita

Data da Defesa: 12-02-2010

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 12 de Fevereiro de 2010, considerou a candidata LIGIA REGINA MOTA DE VASCONCELOS aprovada.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Rafael L. X. Consani".

Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Sergio Russi".

Prof. Dr. SERGIO RUSSI

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Marcelo Ferraz Mesquita".

Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

## DEDICATÓRIA

A **Deus**, que me forneceu todo o suporte para essa jornada me concedendo saúde, o apoio dos meus familiares, o carinho dos meus amigos, fontes de toda a força necessária para chegar até aqui. Pela certeza de que tudo valeu a pena e contribuiu para minha evolução pessoal e espiritual. A ti Senhor agradeço hoje e sempre!

Aos meus queridos pais **Iluzeídes e Graciete**, que sempre me conduziram mostrando a importância dos estudos e que sempre transmitiram suas virtudes, através do amor, felicidade e dignidade fornecendo toda a base da minha vida.

Ao meu marido **Francisco Venancio**, meu maior incentivador, que me apoiou desde o início, pela paciência e preocupação constante, pelas inúmeras vezes que me deu o suporte necessário para que me dedicasse a esse projeto. Divido com você mais esta importante vitória em minha vida.

Aos meus filhos, **Gabriel, Matheus e Maria Clara**, que são a razão da minha vida, de quem estive distante por tanto tempo. Amo vocês, incondicionalmente.

À minha irmã **Lilian**, que junto com minha mãe permitiram que eu permanecesse tranquila quando precisei estar distante de tudo, sem receios nem preocupações.

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

Ao meu orientador **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani** pela confiança depositada em mim, pela paciência, pela disponibilidade e atenção demonstradas em todas as etapas da orientação deste trabalho. Agradeço pela oportunidade de compartilhar de seus conhecimentos, e por propiciar meu amadurecimento científico.

À Coordenadoria do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, na pessoa da coordenadora, **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, pela seriedade na condução do programa.

Ao **Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**, pela elaboração da análise estatística.

## **AGRADECIMENTOS**

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas**, na pessoa de seu Diretor, **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto** e Diretor Associado **Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghim**.

Ao Coordenador dos Cursos de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, **Prof. Dr. Jacks Jorge Junior**.

À Coordenadoria do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, na pessoa da coordenadora, **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**.

À **Universidade do Estado do Amazonas**. Meus agradecimentos sinceros aos coordenadores **Profa. Dra. Tânia Miranda Chicre Alcantara**, **Prof. Dr. Benedito Taveira dos Santos** e **Prof. Dr. Marcelo Diniz Carvalho** pelo apoio em todos os momentos em que precisei estar ausente das minhas atividades docentes.

À **FAPEAM** (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Amazonas) pela bolsa concedida, viabilizando a realização do curso de Mestrado.

Ao **Prof. Dr. José Antonio de Nunes Mello**, coordenador dos programas Minter e Dinter em Clínica Odontológica em Manaus, pelo incentivo para concluir essa etapa tão importante.

À **Profa. Dra. Maria Augusta Bessa Rebelo**, diretora da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Amazonas, pela permissão de uso do laboratório de pesquisa para realização deste projeto.

Aos meus amigos dos programas Minter e Dinter que me concederam a oportunidade de conviver e estreitar os laços de amizade, **Pantoja, Alexandra**,

**Jonas, Lia, Brigitte, Sybilla, Cristiane, Ana Paula, Rosana, Rachid, Eliana, Kathleen, Ana Lucia, Naelka, Tuma e Joelson.**

Em especial aos amigos **Alexandra, Lia, Pantoja e Jonas**, pelos dias de convivência e companheirismo, quando juntos dividimos nossas angústias, medos, amizade sincera e muitos momentos de alegria que ficarão guardados para sempre.

## RESUMO

O objetivo neste trabalho foi avaliar o efeito da desinfecção por soluções químicas de glutaraldeído a 2% e hipoclorito de sódio a 1% e por energia de micro-ondas sobre a microdureza Knoop de cinco marcas de dentes artificiais de resina acrílica das marcas Trilux (Ruthinium), Biocler (Pirassununga), Biotone (Dentsply), New Ace (Yamahachi) e Magister (Heraeus-Kulzer). Foram confeccionados cem amostras com dentes incisivos centrais e laterais inferiores das cinco marcas selecionadas, incluídos individualmente em blocos circulares de resina acrílica (Vip Wave), deixando a face vestibular exposta. Cinco amostras de cada marca comercial foram preparadas e submetidas à desinfecção química com soluções de hipoclorito de sódio a 1% e glutaraldeído 2%, desinfecção por micro-ondas e para o grupo controle. A desinfecção química foi realizada deixando as amostras em imersão nas soluções, em temperatura ambiente por 10 minutos, seguido de lavagem em água corrente por 30 segundos. A desinfecção simulada em micro-ondas foi feita em forno doméstico (Eletrolux) com potência de 650 W por 3 minutos, com as amostras imersas individualmente em 150 mL de água destilada. Os dentes foram analisados quanto à microdureza Knoop com microdurômetro (HMV-2000/Shimadzu) em três momentos: 1- antes dos procedimentos de desinfecção (controle), 2- depois do primeiro ciclo de desinfecção, e 3- depois do terceiro ciclo de desinfecção. Três endentações foram produzidas na área central da face vestibular dos incisivos. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey para comparação das médias em nível de 5% de significância. Os resultados mostraram que os valores de dureza Knoop não variaram significativamente para os tratamentos com soluções desinfetantes; porém, apresentaram variação estatística significativa para a desinfecção simulada por micro-ondas, sendo mais evidente no Magister. O dente New Ace não apresentou alteração significativa com os tratamentos, sendo mais estável quando submetido aos processos de desinfecção.

Palavras-chave: prótese total, desinfecção, dureza.

## **ABSTRACT**

The aim of this study was to evaluate the effect of disinfectant solutions of 2% glutaraldehyde and 1% sodium hypochlorite and microwave disinfection in Knoop hardness values of five brands of acrylic resin denture teeth Trilux (Ruthinium), Biocler (Pirassununga), Biotone (Dentsply), New Ace (Yamahachi) e Magister (Heraeus-Kulzer). One hundred specimens were produced using central and lateral lower acrylic denture teeth of the five brands selected which were individually positioned within tubes with heat-polymerized acrylic resin (Vip Wave), with buccal aspect exposed. Five specimens of each brand were submitted to each method of disinfection. The chemical method was made leaving the specimens immersed in the solutions for 10 minutes at room temperature and then rinsed with running water for 30 seconds. The microwave disinfection was realized in a microwave oven (Eletrolux; Amazonia Ltd., Manaus, AM), at 650 W for 3 minutes with the specimens individually immersed in 150 ml of distilled water. Knoop hardness test was performed using HMV- 2 (Shimadzu) with a 50g load for 15 seconds in three different moments: 1- before sterilization procedure, 2- sterilization procedure performed once and 3- sterilization procedure performed twice. The indentations were made in each specimen. Data were submitted to analysis of variance and Tukey's test at 5% of significance level. According to the results, no significant differences were found between materials and immersed solutions. However, a decrease in hardness was noticed after three simulated microwave disinfection was noticed in Magister brand teeth. New Ace showed the best hardness values after disinfection procedures.

Key words: complete denture, disinfection, hardness.

## SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	1
2.	REVISÃO DA LITERATURA	5
3.	PROPOSIÇÃO	37
4.	MATERIAIS E MÉTODOS	38
	4.1. Confeção das amostras	39
	4.2. Desinfecção das amostras	43
	4.3. Análise da microdureza de superfície das amostras	43
	4.4. Análise estatística	45
5.	RESULTADOS	46
6.	DISCUSSÃO	50
7.	CONCLUSÃO	55
	REFERÊNCIAS	56
	APÊNDICE	61

## 1. INTRODUÇÃO

Apesar dos cuidados dispensados pelos cirurgiões dentistas para manter a saúde bucal dos pacientes por meio da preservação dos dentes remanescentes e das diversas técnicas restauradoras existentes na Odontologia, ainda é muito grande o número de pessoas portadoras de prótese total removível. Essas próteses são constituídas por uma base de resina acrílica onde se fixam os dentes artificiais, sendo responsáveis pela manutenção da retenção e estabilidade, da estética, fonética e função mastigatória, da recuperação da dimensão vertical e relação cêntrica alteradas pela perda dos dentes naturais.

As resinas de polimetilmetacrilato usadas na fabricação de dentes protéticos são similares às usadas na construção das bases de prova para prótese total. Todavia, a quantidade de ligações cruzadas nos dentes é algumas vezes maior que nas bases de prova (Anusavice, 1998).

Suficiente resistência ao impacto e capacidade de absorção de choques são qualidades dos dentes de resina acrílica, embora o valor médio de resistência ao impacto seja aproximadamente a metade do valor do dente de porcelana. A principal vantagem dos dentes de resina acrílica é a presença de união química com a resina da base da prótese, eliminando a necessidade de retenções mecânicas e promover aparência mais natural (Wrinkler *et al.*, 1992), além da resistência às rachaduras e ao ataque de solventes orgânicos, facilidade na caracterização e na realização do ajuste oclusal e re-polimento (Appelbaum, 1984).

O uso de dentes de resina acrílica é criticado pelo rápido desgaste, conduzindo às mudanças na oclusão centrada, distúrbios na articulação temporomandibular, perda da eficiência mastigatória e extrusão de dentes antagonistas naturais (Kawano *et al.*, 2002), principalmente na região posterior, onde o desgaste dos dentes se mostra mais intenso quando os antagonistas são

naturais ou com outros materiais restauradores, causando abrasão mais severa (Harrison, 1976).

Em anos recentes, como alternativa para o dente de resina convencional, foram introduzidos dentes de resina acrílica modificada pela interpenetração da rede de polímeros (IPN) e dentes de resina composta microparticulada/microaglutinada e dentes que incorporam ligações cruzadas dentro das redes de polímero (SLM), com partículas de alto peso molecular (Whitman, 1987; Von Frahofer, 1988; Lindquist, 1995). O aperfeiçoamento na formação de ligação cruzada e a combinação de vários polímeros e co-polímeros pelos diferentes fabricantes resultaram nos dentes de resina acrílica convencional com propriedades físicas satisfatórias. A primeira modificação ocorrida nos dentes plásticos com ligações cruzadas foi surgimento de resinas acrílicas com cadeias poliméricas interpenetradas, caracterizando o material IPN (Interpenetrating Polymer Network). As cadeias poliméricas interpenetradas são estruturas formadas quando uma rede de polímeros é cruzada no interior de outra rede tridimensional ocupada por um segundo polímero cruzado. As redes cruzadas coexistem no mesmo volume do espaço (uma retida fisicamente dentro da outra) e não podem ser dissociadas sem que ocorra a ruptura das ligações químicas, o que resulta em propriedades físicas melhoradas para os materiais poliméricos (Abe *et al.*, 1997)

Geralmente, as próteses removíveis são confeccionadas para pacientes de idade avançada e/ou debilitados fisicamente, sendo a assepsia desses aparelhos de relevante importância desde a instalação, considerando que vai assentar-se em tecidos altamente vascularizados. Regime de rotina de limpeza dessas próteses deveria ser designado para prevenir o acúmulo da placa bacteriana e remover mucina, restos de alimentos, cálculos e descoloração exógena (Budtz-Jorgensen, 1979). A limpeza da prótese é geralmente negligenciada tanto pelos pacientes quanto pelos dentistas, sendo que freqüentemente ambos desconhecem um protocolo bem definido sobre

desinfecção. A superfície da prótese apresenta microporosidades que facilita o acúmulo de microorganismos de difícil remoção pelos métodos mecânicos tradicionais. A resina acrílica e a presença de estomatite protética são fatores predisponentes para que essas próteses possam agir como reservatório e fonte de infecção (Wakefield, 1980).

Outra dificuldade decorrente do desconhecimento de um protocolo bem definido de desinfecção das próteses é o controle de infecção cruzada dentro do consultório e entre esse e o laboratório. A prevalência aumentada de doenças como a AIDS e a hepatite B aumentou os cuidados no controle de infecção na prática odontológica para evitar a contaminação cruzada. Entretanto, todo esse cuidado ainda é muito negligenciado nos procedimentos protéticos. Em 1985 a American Dental Association (ADA) publicou diretrizes para o controle de infecção dentro do consultório odontológico e no laboratório de prótese. Essas diretrizes recomendam que a prótese dental seja desinfetada antes de ser enviada ao laboratório e antes de ser entregue ao paciente.

Estudos têm demonstrado que próteses estéreis são contaminadas durante o polimento com pasta de pedra pomes por microorganismos provenientes de outras próteses. Métodos para desinfecção têm sido sugeridos por vários autores para impedir a contaminação cruzada causada por agentes patogênicos, tais como o uso de glutaraldeído, hipoclorito de sódio, iodofórmio, dióxido de clorexidina ou soluções alcoólicas (Chau *et al.*, 1995).

A desinfecção química tem algumas desvantagens tais como a pigmentação da prótese e reações dos tecidos bucais dos pacientes (Rohrer & Bulard, 1985; Baysan *et al.*, 1998). Algumas soluções desinfetantes causam mudanças nas propriedades físicas e mecânicas da base da prótese (Shen *et al.*, 1989) e certos componentes dessas soluções podem penetrar no material se não for completamente eliminados pelo enxágüe com água (Chau *et al.*, 1997).

Como alternativa à desinfecção química, a irradiação por micro-ondas tem sido utilizada para a desinfecção de próteses, mostrando ser um método efetivo como coadjuvante no tratamento da candidíase bucal (Banting & Hill, 2001). O número de vezes que a prótese pode ser desinfetada de forma segura pelas micro-ondas ainda é motivo de estudo. Não se sabem quais os efeitos clínicos das micro-ondas em longo prazo sobre a resina das bases de próteses. As propriedades físicas e mecânicas das resinas e dos dentes artificiais deveriam permanecer inalteradas após o procedimento de desinfecção.

Trabalhos recentes mostram que as dimensões lineares de corpos-de-prova confeccionados com resinas acrílicas não foram alteradas pela desinfecção por micro-ondas (Consani *et al.*, 2006); embora a dureza das resinas Clássico e Onda-Cryl fosse aumentada pelo procedimento não exerceu influência sobre a resistência ao impacto das resinas Clássico, Onda-Cryl e QC-20 (Consani *et al.*, 2008).

Existe ainda controvérsia no estudo dos materiais dentários relacionando a dureza superficial e a resistência ao desgaste. Porém, essas propriedades não estão necessariamente inter-relacionadas. Poucos são os trabalhos a respeito dos efeitos dos métodos de desinfecção sobre os valores de dureza de superfície dos dentes de resina acrílica. Por essa razão, seria oportuno avaliar o efeito dos métodos de desinfecção tanto químico quanto por energia de micro-ondas sobre a microdureza dos dentes de resina acrílica de diferentes marcas comerciais utilizados em prótese total.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

Em 1943, BEAL analisou o desgaste *in vitro* de dentes de resina acrílica por meio de medições em réplicas de prótese total. Para isso foram confeccionadas próteses totais duplas com dentes de resina para dois indivíduos, obtidos modelos de gesso e obtida uma réplica da prótese sobre o modelo no início da avaliação. Durante a consulta de reavaliação, a prótese foi reposicionada sobre o modelo, a adaptação verificada e uma segunda réplica realizada. O desgaste foi determinado por medições realizadas nas réplicas entre um ponto de referencia selecionado próximo à superfície do dente e o ponto mais alto de cada cúspide antes e depois do período de avaliação. O método de mensuração apresentou precisão de +/- 1,27mm. Este estudo indicou que o desgaste de dentes de resina ocorreu com índice apreciável nos indivíduos avaliados. Como conclusão, o autor sugeriu que os dentes de resina acrílica eram “experimentais” ao invés de permanentes e aconselhou a realização de estudos futuros sobre o desgaste de dentes de porcelana para a comparação de resultados e a seleção adequada do material a ser utilizado.

BODDICKER, em 1947, realizou um estudo laboratorial para avaliar o desgaste de dentes artificiais de prótese total apresentando seis diferentes combinações de materiais: porcelana com porcelana; porcelana com liga de ouro tipo C; resina acrílica com resina acrílica; resina acrílica injetada com resina acrílica injetada, resina acrílica com liga de ouro tipo C e porcelana com resina acrílica. As próteses foram confeccionadas em oclusão balanceada bilateral e montadas em articulador conectado à máquina de desgaste, que movimentou a haste superior do articulador de um lado para o outro a 200 ciclos/min. Foram realizados três testes durante 12 horas com pasta de pedra pomes sob 2,7 kgf de carga; o segundo por uma hora com pasta de pedra pomes e 2,7 kgf de carga e o terceiro por uma hora sob 11,4 kgf de carga, sem nenhum agente abrasivo. A distância vertical entre as hastes superior e inferior do articulador nas posições de relação cêntrica e de lateralidade direita e esquerda foi medida com micrômetro no

início e após cada teste. Os resultados mostraram que os dentes de resina acrílica desgastaram mais rapidamente que os de porcelana ou de ouro em todos os testes. Os dentes de porcelana foram os que menos desgastaram em ambiente abrasivo, mas lascaram excessivamente nos outros dois testes.

CORNELL *et al.*, em 1957, desenvolveram nova metodologia para a realização de teste de desgaste de dentes artificiais a qual permitiu analisar 12 pares de corpos-de-prova simultaneamente. Os dentes de resina (primeiros molares) foram encerados e processados com resina acrílica pela técnica de polimerização convencional. Em seguida, os dentes foram presos às bases de alumínio com godiva de baixa fusão e cada conjunto foi pesado após secagem em forno a vácuo antes e depois do teste. O conjunto dente superior/base foi preso ao braço móvel da máquina de teste e o conjunto dente inferior/base à parte fixa da máquina, de modo a estabelecer articulação entre os dentes. A força do braço móvel foi de 0,454 kgf a 90 ciclos/minuto com o objetivo de simular a mastigação. Foram realizados quatro testes de desgaste com 18.500 ciclos de quatro horas de duração para cada grupo, com dentes plásticos experimentais desgastados contra dentes plásticos padrão em ambientes seco, molhado e na presença de alimentos. Os resultados revelaram que os dentes padrão constituídos com ligações cruzadas apresentaram desgaste superior do dente com ligações cruzadas experimental. Esses dados correlacionam-se com os dados clínicos usualmente encontrados, particularmente aqueles obtidos em ambiente úmido ou com pastas de alimentos.

LARATO, em 1968, descreveu os efeitos de uma mistura de desinfetante químico (Zephiran Clorito) com a pasta para o polimento inicial. O pó de pedra pomes foi submerso no desinfetante químico por 30 minutos, seco e separado em 20 partes iguais, as quais apresentaram cultura negativa. Dez porções de pó foram misturadas com água estéril (mistura A) em discos de papel e dez foram misturados à solução desinfetante (mistura B). As rodas de pano também foram imersas por 30 minutos e submetidas à cultura que tiveram

resultado negativo. Próteses de 20 pacientes foram lavadas com água corrente e sabão, ajustadas e novamente lavadas. Dez foram polidas com a mistura A e dez com a mistura B. A cultura da pasta foi realizada após 20 minutos de uso. Os resultados da cultura mostraram que alguns microorganismos ainda permaneceram ativos após 20 minutos na mistura B e a maioria permaneceu ativo na mistura A. O resultado positivo da cultura na mistura B indicou que os microorganismos poderiam ser resistentes à solução desinfetante ou esta não entrou em contato de forma adequada com algumas partes da pasta.

Em 1968, NISHII experimentou um método de polimerização para as resinas termopolimerizáveis. Ao invés do aquecimento em banho de água onde a difusão do calor se faz vagarosamente do exterior para o centro da mufla, foi utilizada a energia de micro-ondas como método de aquecimento, reduzindo o tempo de polimerização de 2 horas e 30 minutos para apenas 9 minutos.

POSTI, em 1970, demonstrou a transferência da flora bucal para aos laboratórios via moldes. Cinco de vinte próteses de resina acrílica termopolimerizável foram contaminadas na demuflagem, sendo que o gesso e a cera estavam contaminados pelas mesmas cepas de microorganismos encontrados nos materiais para moldagem.

Segundo ENGLEHARDT, em 1974, vários materiais, instrumentos e partes de equipamentos que são utilizados em prótese não podem ser esterilizados. Portanto, há grande potencial de infecção cruzada entre o consultório e o laboratório, constituindo um risco potencial para a saúde na prática protética.

KATBERG, em 1974, alertava para a necessidade de estudos quanto ao grau e quanto às fontes de contaminação cruzada via laboratório de prótese e avaliou o potencial de contaminação cruzada entre pacientes portadores de próteses, inclusive imediatas, através dos procedimentos de acabamento e polimento realizados no laboratório. Trinta bases de prova foram construídas a

partir de dois moldes superiores de silicone, que após a demuflagem foram armazenados em invólucros plásticos e posteriormente receberam acabamento e polimento divididos em quatro grupos em intervalos de uma semana. A pasta de polimento já estava em uso por vários dias na rotina do laboratório. Após o polimento foram lavadas em água corrente e colocadas em recipiente que era vigorosamente agitada e dela coletadas amostras para cultura. Após 24 a 48 horas as colônias eram contadas. Os achados desse estudo indicaram a necessidade de maiores pesquisas relacionadas ao grau e a origem da contaminação cruzada via laboratório de prótese contendo técnicas de assepsia específicas e procedimentos preventivos mínimos poderiam reduzir os riscos de contaminação. Além disso, pastas para polimento e rodas de pano estéril produziram redução significativa da contaminação cruzada via laboratório de prótese.

HARRISON & HUGGETT, em 1975, desenvolveram um dispositivo para medir o desgaste de dentes artificiais ocorridos na boca. O instrumento de medição permitiu o preciso reposicionamento de dentaduras em suas bases e viabilizou a medição de pontos de referencia idênticos. O dispositivo era constituído de uma base de metal, uma haste vertical e um braço horizontal com o aferidor (com capacidade de medição de até 0,02 mm). Para garantir que cada prótese total fosse posicionada no instrumento para medição na mesma posição a cada período de avaliação, utilizou-se guia de montagem. Como pontos de referência para as medições, esferas de aço inoxidável foram fixadas com resina acrílica de ativação química na face distal dos segundos molares das próteses superior e inferior. As medições foram feitas entre os pontos de referencia e vários outros pontos das superfícies oclusais dos dentes posteriores e das bordas incisais dos dentes anteriores. As medições subseqüentes foram feitas utilizando-se os modelos de gesso originais para o reposicionamento da prótese. A análise estatística revelou desvio padrão de +/- 0,07 mm para as medições quando foi realizada a remoção do modelo e da prótese do aparelho ou somente da prótese do modelo. As medições puderam ser feitas com desvio padrão de +/- 0,03 mm no

ponto próximo ao ponto de referência (segundo molar) ou com desvio padrão de  $\pm 0,07$  mm em um ponto distante ao ponto de referência (primeiro pré-molar). Os autores concluíram que as próteses foram removidas e reposicionadas no aparelho para medição do desgaste de dentes artificiais com alto grau de eficiência.

HARRISON, em 1976, realizou um estudo clínico do desgaste de dentes artificiais de prótese total utilizando o instrumento de medição descrito no estudo de 1975. A amostra foi composta por nove indivíduos apresentando próteses totais duplas com dentes de resina acrílica, quatro indivíduos com próteses totais duplas com dentes de porcelana e quatro indivíduos com próteses com dentes de resina acrílica e as próteses oponentes com dentes de porcelana. As próteses foram mensuradas no início da pesquisa e posteriormente em intervalos de seis meses durante dois anos. No grupo constituído pelas próteses com dentes de resina acrílica, os resultados revelaram que, apesar de ter ocorrido grande variação entre os indivíduos, o padrão de desgaste das próteses superior e inferior foi semelhante para os mesmos indivíduos. O grupo constituído de próteses com dentes de porcelana apresentou desgaste consideravelmente menor que o grupo de dentes de resina acrílica, e o desgaste inter-indivíduos foi similar. No grupo de próteses constituídos de dentes de porcelana opostos aos dentes de resina acrílica houve diferença marcante no desgaste entre os dois materiais, sendo que o índice de desgaste dos dentes de porcelana foi baixo (tal como no grupo constituído somente de dentes de porcelana), ao passo que os dentes de resina acrílica apresentaram alto índice de desgaste (maior que o desgaste ocorrido nos dentes de resina acrílica de próteses constituídas apenas desse material). O estudo confirmou a observação clínica que dentes de resina acrílica desgastam mais rapidamente que os de porcelana, menos que dentes de resina acrílica opostos aos dentes de porcelana e estes menos que os dentes de resina acrílica, opostos um ao outro.

O regime de rotina da limpeza, segundo BUDTZ-JORGENSEN, em 1979, deveria remover e prevenir o acúmulo de placa bacteriana e ainda remover mucina, restos de alimentos, cálculo e pigmentações exógenas. Eficientes agentes químicos de limpeza para próteses são alternativas importantes para auxiliar a limpeza mecânica, especialmente na geriatria e em pacientes usuários de próteses com movimentos limitados. A princípio, a limpeza mecânica é um meio efetivo para melhorar a limpeza da prótese e para a manutenção da mucosa sadia sob as próteses. Não há evidência experimental que a escovação com creme dental ou pasta polidora seja mais eficiente que com sabão; entretanto, a maioria dos pacientes prefere usar creme dental, o qual deve possuir baixa abrasividade, juntamente com escova de cerdas macia. Imersões diárias ou noturnas em soluções alcalinas de peróxidos promovem limpeza relativamente segura e eficaz e embora não apresentem nenhum efeito adverso, são recomendados para imersão de 15 a 30 minutos. O estudo comprovou a eficiência da imersão noturna em soluções de hipoclorito, porém somente 1 vez por semana devido ao risco de manchamento. Soluções de gluconato de clorexidina são inadequadas para a imersão diária devido à descoloração. Solução de gluconato de clorexidina a 1% ou 2% poderia ser prescrita para imersão em conjunto com antimicótico específico para tratamento da estomatite induzida por *Candida*.

WAKEFIELD, em 1980, num estudo sobre contaminação laboratorial de prótese dentária relatou o potencial patogênico da contaminação cruzada proveniente do laboratório dentário. Dez próteses totais foram construídas no laboratório, embaladas e seladas em sacos plásticos em meio úmido simulando a entrega pelo laboratório ao profissional. Foram colocadas em caldo de cultura e obtidas amostras após 24, 48 e 72 horas para determinar a presença de microrganismos, determinada por turvação, formação de película ou de sedimentos nos recipientes. Se o crescimento era identificado, a solução era pipetada e centrifugada para obter material para cultura. As próteses eram fraturadas para realização de reparos em dez laboratórios diferentes e ao retornarem eram levadas ao laboratório de microbiologia para cultura. De dez

próteses estéreis que foram fraturadas, nove foram contaminadas com microorganismos potencialmente patogênicos, possivelmente provenientes de outros pacientes.

TUAZON, em 1980, relatou casos de *Bacillus* da pneumonia em pacientes com doenças latentes. Como toda bactéria, a inoculação de *Bacillus* em feridas abertas, como nos casos de próteses imediatas, pode aumentar o risco de infecções, incluindo a endocardite.

KHAN *et al.* (1982), no estudo sobre contaminação cruzada microbiológica das próteses dentárias, descreveram que bactérias patogênicas, fungos e vírus podiam ser facilmente transmitidos de paciente para paciente por meio do simples ato de polir a prótese. Sucessivos polimentos sem a aplicação de técnicas de esterilização podem resultar na transferência de patógenos como *Streptococcus  $\beta$ -hemolítico*, espiroquetas, *Neisseria*, *Mycobacterium tuberculosis*, vírus da influenza, vírus da hepatite B ou fungos para um ou mais pacientes.

GHALICHEBAF *et al.*, em 1982, afirmaram que a placa associada a microorganismos na superfície de próteses é fator significativo na patologia da estomatite protética e avaliaram a eficácia de quatro agentes de limpeza de próteses em pacientes portadores de próteses total superior e inferior sem patologia sistêmica. A maioria das soluções de limpeza foram peróxidos alcalinos e hipocloritos alcalinos que agem basicamente através de um mecanismo de liberação de oxigênio que desfaz os resíduos e remove as manchas. Os hipocloritos alcalinos removeram manchas leves e resíduos alimentares da maioria das próteses apresentando ação descolorante. Essas substâncias são danosas aos componentes metálicos das próteses como os hipocloritos alcalinos.

Dentre as vantagens dos dentes de resina acrílica, APPELBAUM, em 1984, citou a alta resistência às rachaduras e ao ataque de solventes orgânicos, facilidade na caracterização e na realização do ajuste oclusal e re-polimento. Entretanto, apresentavam como principal desvantagem a baixa resistência ao

desgaste, não mostravam estabilidade de cor, sofriam a ação de corantes orgânicos, água, luz solar e agentes químicos e absorviam odores facilmente.

WILLIAMS *et al.*, em 1985, isolaram bactérias gram-negativas da pasta de pedra pomes que estavam associadas a casos de conjuntivite. Os dois organismos mais frequentemente associados com infecções oculares são as espécies *Moraxella* e *Acinetobacter*. As espécies *Bacillus* encontradas na pedra pomes mostraram-se menos ameaçadoras em causar infecções que as bactérias gram-negativas.

De acordo com ROHRER & BULARD, em 1985, as micro-ondas são ondas de radio frequência próximas da frequência das transmissões de TV e radares aéreos. A maioria dos fornos de micro-ondas operam com frequência próxima de 2450 Mhz. Os metais refletem as micro-ondas e não aquecem. Alguns materiais, como as resinas das bases das próteses, são transparentes para as micro-ondas; elas nem as absorvem nem as refletem. Materiais, como água, absorvem as micro-ondas e se aquecem. O aquecimento que ocorre não é semelhante ao aquecimento do forno convencional. O material absorvente exposto ao campo das micro-ondas converte essa energia em calor para o próprio corpo.

OGLE *et al.*, em 1985, realizaram avaliação clínica do desgaste de um novo material utilizado na produção de dentes artificiais (Trubyte Bioform IPN). O desgaste foi determinado pela mensuração das alterações topográficas das superfícies dentárias comparadas por estereofotografia inicialmente e após seis, doze, vinte e quatro e trinta e seis meses. Os dentes artificiais foram posicionados em hemi-arcos diametralmente opostos de modo que o grupo experimental (Trubyte Bioform IPN) ficasse sempre oposto ao grupo controle (Biotone). Os indivíduos ativos foram divididos em três grupos: grupo 1 (dentes não-anatômicos) apresentou 16 arcos com dentes experimental e controle; grupo 2 (dentes anatômicos) apresentou 16 arcos com dentes experimental e controle e grupo 3 (próteses totais superiores) apresentou oito arcos com dentes experimental e controle. Os resultados revelaram haver diferença significativa entre a média de

desgaste do grupo experimental e controle, nos pontos de contato. O grupo experimental desgastou 32,7% menos aos seis meses, 31,8% menos aos 12 meses, 34,7% menos aos 24 meses e 27,6% menos aos 36 meses que o grupo controle. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos para os pontos de não contato. O grupo experimental e o grupo controle desgastaram aproximadamente a mesma quantidade quando opostos aos dentes naturais ou artificiais. Houve pequena diferença na quantidade de desgaste entre os dentes artificiais anatômicos e não anatômicos. A quantidade media total de desgaste para os grupos controle e experimental foi de 0,25 e 0,18 mm após 36 meses, respectivamente. O novo material revelou-se como alternativa para reduzir o desgaste dos dentes artificiais de resina acrílica.

Escovar as próteses com escova macia e sabão ou utilizando-se de soluções desinfetantes, imersão em agentes químicos ou limpador ultrassônico para potencializar a atividade biocida dos desinfetantes demonstrou ser procedimentos efetivos na diminuição do número de micro-organismos contaminantes. Várias combinações dessas recomendações foram propostas para desinfetar as próteses por HENDERSON *et al.*, em 1987, com protocolo para controle da infecção combinando vários dos procedimentos sugeridos previamente pelos autores, conhecidos como “sistema de barreira”. As soluções desinfetantes sugeridas pelo protocolo (hipoclorito de sódio 5,25%, solução alcalina de glutaraldeído 1:16 e solução alcalina pura de glutaraldeído) reduziam efetivamente a contaminação bacteriana. Embora o protocolo provasse ser efetivo, o glutaraldeído em contato com os olhos ou pele pode causar irritação e deve ser evitado de acordo com a Associação Dentária Americana (1985). Além disso, existe a possibilidade de haver solução residual devido ao grande número de porosidades na superfície da prótese. Portanto, a seleção das soluções num protocolo de controle de infecção deveria basear-se na efetividade e compatibilidade com os tecidos bucais.

WHITMAN *et al.*, em 1987, compararam a resistência ao desgaste e a microdureza de superfície de dentes de resina acrílica (Trubyte/Bioform, Dentsply), resina acrílica IPN (Trubyte/Bioform IPN, Denstsply) e resina composta microparticulada (Isosit, Ivoclar). Para isso, foi desenvolvido um aparelho para desgaste baseado no sistema “pino-disco”. Os fabricantes forneceram amostras dos materiais em forma de discos de 18 mm de diâmetro por 2,5 mm de espessura. As amostras dos fabricantes foram divididas em dois grupos de acordo com o pré-condicionamento a 37°C, por uma semana em: água destilada (controle) ou etanol a 75% (solvente químico recomendado como simulador da ação de alimentos). O desgaste foi realizado por um pino de aço inoxidável de dois milímetros de diâmetro sob 10 MPa de carga a velocidade de 27 ciclos/min. A leitura da profundidade da trajetória de desgaste foi obtida por uma sonda ligada a um transformador que mediu o desgaste a cada 30 horas em 10 pontos espaçados ao redor da trajetória. Os resultados indicaram que a resina acrílica IPN e a Isosit mostraram-se igualmente resistentes ao desgaste em água ou etanol a 75%, e que a resina acrílica convencional foi mais susceptível ao desgaste na presença de etanol, sugerindo que os dentes artificiais confeccionados com os novos materiais foram mais resistentes ao desgaste em condições intra-bucal que os dentes artificiais de resina acrílica convencional. No teste de dureza, os materiais armazenados em água apresentaram índices de dureza de aproximadamente 1, o que significa que os valores de dureza inicial e final foram praticamente iguais, ou seja, não houve amolecimento do material. Inversamente, o índice de dureza dos espécimes armazenados em etanol aumentou, indicando o amolecimento do material. Não houve correlação direta entre o índice de desgaste e a dureza do material, pois embora não tenha ocorrido diferença significativa nos índices de desgaste em água e etanol das amostras de IPN e Isosit, ocorreu o amolecimento na presença do etanol.

Em 1988, Von FRAUNHOFER *et al.*, avaliaram novos dentes artificiais de resina modificada com propriedades melhoradas de acordo com o fabricante. Dessa forma, os dentes Isosit (Vivadent) foram comparados aos dentes Bioform

IPN (Dentply) amplamente utilizados na Odontologia. A metodologia usada na pesquisa foi descrita por Khan *et al.*, em 1984, e as medições foram realizadas a 500, 1000 e 2000 ciclos. A análise dos resultados mostrou que os dentes Isosit apresentaram resistência ao desgaste significativamente maior que os dentes Bioform IPN, em todos os períodos avaliados. O aumento do desgaste entre 500 e 1000 ciclos foi maior que 2,5% para os dentes IPN, mas menor que 1% para os dentes Isosit. Concluíram que os dentes Isosit apresentaram aproximadamente 40 a 50% menos desgaste que os dentes Bioform IPN, sob as mesmas condições de teste.

SHEN *et al.*, em 1989, avaliaram o efeito da imersão prolongada em duas soluções desinfetantes de glutaraldeído (alcalina ou com compostos fenólicos) nas propriedades mecânicas da base da prótese e as mudanças morfológicas relacionadas ao tempo de imersão. Foram preparadas amostras com resina termopolimerizável que receberam polimento com roda de pano. Cada amostra foi armazenada em água deionizada à temperatura ambiente por seis semanas, permitindo alcançar 96% de saturação com água. Algumas das amostras foram seccionadas em duas partes iguais produzindo fendas de aproximadamente 2 mm e tratadas com clorofórmio e monômeros antes de serem reparadas com resinas autopolimerizável e fotopolimerizável. As amostras reparadas com resina autopolimerizável foram polimerizadas em panela pneumática a 125°C e 20 libras/pol.<sup>2</sup> por 10 minutos. Todos os espécimes foram submetidos à imersão nas soluções por 10, 20, 30 minutos e 1, 2, 8 e 12 horas em solução concentrada antes dos testes mecânicos, com exceção do grupo controle. Para as amostras que receberam reparos, os tempos de imersão foram diferentes: 0 (controle), 20 minutos, 1, 2 e 8 horas, antes dos testes mecânicos. A análise de variância indicou que nem o tempo de imersão (acima de 12 horas) nem o tipo de desinfetante afetaram a resistência à flexão das amostras. A rigidez foi significativamente afetada. As amostras reparadas apresentaram alterações na resistência à flexão. Concluíram que o grau de comprometimento dependerá do tempo de imersão bem como do tipo de solução utilizada e que soluções à base

de fenóis (clorofórmio, acetona, metanol, etanol, benzeno, tolueno, monômeros e ácidos concentrados) não deveriam ser utilizadas para desinfecção, porque podem causar dissolução, amolecimento ou trincas na resina da base da prótese.

WITT & HART, em 1990, pesquisaram o risco de infecção cruzada associado ao polimento com pedra pomes em laboratórios dentários. Amostras de pasta de pedra pomes, recém preparadas e não utilizadas, foram diluídas e inoculadas em meios de cultura. A incubação foi aeróbica a 37°C por 48 horas e realizada a contagem das unidades de colônias. Amostras das pastas utilizadas após um dia de trabalho também foram analisadas da mesma maneira. As pastas frescas foram feitas com solução Virkon 2% como suspensão, com água corrente e com água destilada expostas ao ar livre por 3 horas para testar o efeito da contaminação pelo meio ambiente. Todos os tornos foram desmontados, limpos e desinfetados com Virkon 2% e amostras foram coletadas antes e após 4 dias de uso, diluídas e levadas para cultura. O pó de pedra pomes das três pastas investigadas era estéril, a água corrente contribuiu para baixa contagem de microrganismos coli-aeróbicos e o meio ambiente produziu esporos de bacilos gram positivos, estafilococos, actinobactérias e, além desses, todas as pastas continham bactérias que poderiam ter origem do trato humano bucal e nasal. As pastas feitas com o Virkon 2% não apresentaram crescimento bacteriano após 12 horas, porém essas concentrações alteraram após quatro dias seguidos de uso. Entretanto, na pasta produzida com água corrente foi verificado crescimento considerado de bactérias após 12 horas. A contaminação pareceu originar-se de quatro possíveis fontes: água corrente, ar do meio ambiente, equipamentos e o profissional clínico. Concluíram que as pastas de pedra pomes apresentavam risco inaceitável de contaminação cruzada entre os clínicos, pacientes, técnicos e assistentes. O uso de uma solução bactericida e de viruscida desinfetante (Virkon 2%) no preparo da pasta reduziu consideravelmente os riscos de infecção identificados no trabalho.

Métodos de remoção física dos contaminantes de superfície têm incluído a escovação com preparados abrasivos, soluções efervescentes para imersão das próteses e tratamentos com ultrassom. RAAB *et al.*, em 1991, realizaram investigação clínica onde próteses de pacientes foram examinadas microscopicamente para avaliar a remoção dos contaminantes de superfície, tais como placa bacteriana, cálculo, microflora e resíduos de cigarro. Foram feitas comparações entre a eficácia dos métodos efervescentes e ultrassom por meio da microscopia eletrônica. As próteses eram transferidas diretamente da boca do paciente para a formalina 10% e retiradas amostras com disco de carboneto, onde uma das amostras foi deixada sem a limpeza para servir de comparação com os dos dois métodos. A segunda amostra foi limpa com solução efervescente e a terceira foi limpa com aparelho de ultrassom. Cada amostra foi desidratada em etanol, preparada e submetida à microscopia eletrônica. Os autores concluíram que a escovação combinada com o uso de soluções efervescentes não reduziu o nível de micro-organismos que recobriam a superfície das próteses e a microscopia confirmou que o método do ultrassom obteve o melhor desempenho na limpeza da superfície da prótese.

WRINKLER *et al.*, em 1992, compararam a resistência ao desgaste de três dentes artificiais com formulações melhoradas de resina acrílica (Trubyte Bioform IPN, Dentsply; Orthosit-PE, Ivoclar e Verilux, Universal Dental) com dois produtos convencionais (Bioform, Dentsply e Nuform, Universal Dental). A metodologia empregada para a realização do teste de desgaste utilizou máquina de escovação mecânica comumente utilizada na avaliação da qualidade abrasiva de dentifrícios. A máquina foi equipada com seis escovas para permitir o teste simultâneo de seis conjuntos de dentes. A resistência ao desgaste foi avaliada através da perda de peso após o período de escovação (339 horas). Para cada fabricante foi confeccionado um conjunto constituído por seis dentes posteriores (três superiores direitos e três inferiores esquerdos) imersos em blocos de gesso, limpos por 15 minutos em lavadora ultrassônica com solução de limpeza, enxaguados em água destilada e por fim acondicionados em dessecador, durante

24 horas. A pesagem dos espécimes foi realizada em balança analítica eletrônica. Os resultados revelaram que todas as marcas exibiram desgastes insignificantes, embora as marcas convencionais tenham apresentado resistência ao desgaste maior que as formulações melhoradas e que a principal vantagem dos dentes de resina acrílica era a presença de união química com a resina acrílica da base da prótese, eliminando a necessidade de retenções mecânicas, além da aparência mais natural, menor friabilidade e maior resistência ao impacto e à flexão.

LINDQUIST *et al.*, em 1995, realizaram um estudo duplo-cego para comparar o desgaste *in vivo* de um novo material utilizado na confecção de dentes artificiais com outros materiais pré-existentes. Para isso, 67 indivíduos foram aleatoriamente separados em três grupos com: 1- próteses com dentes de resina modificada SR Vivodent e Orthotyp-PE (Ivoclar); 2- próteses totais que continham dentes com o novo material experimental Trublend (Dentsply) e 3- próteses totais com dentes de resina IPN (Dentsply). Os autores utilizaram máquina de medição coordenada Mitutoyo MXF 203 operada com computador IBM PS2/55 SX. Essa máquina foi usada para coletar os dados das medições por meio do sistema de interface MAG-1 e do programam Geopak. O cálculo do desgaste foi feito por meio da comparação entre as diferenças de altura existentes no início do experimento com as medidas tomadas em cada intervalo de tempo. Os resultados revelaram que não houve diferença estatisticamente significativa no desgaste dos três tipos de dentes artificiais nos intervalos de seis a doze meses e após 12 meses. O valor de desgaste total médio em doze meses foi de 90  $\mu\text{m}$ . O grupo 1 apresentou desgaste médio de 102  $\mu\text{m}$ , o grupo 2 apresentou 88  $\mu\text{m}$  e o grupo 3 com 76  $\mu\text{m}$ .

CHAU *et al.*, em 1995, demonstrou que as bactérias penetram na resina acrílica em curto período de tempo. Amostras de resina acrílica foram contaminadas com uma variedade de bactérias e depois colocadas em três soluções desinfetantes diferentes. Vinte amostras de resina acrílica de 75mm x 25 mm x 3mm de três marcas comerciais (Lucitone 199, resina ortodôntica e resina para autopolimerizável para consertos) foram confeccionadas e polidas apenas de

um lado. Estas foram imersas em cultura contendo quatro bactérias (*S. áureas*, *E. coli*, *P. aeruginosa* e *S. pneumonia*  $\alpha$ -hemolítico), e em seguida submetidas a desinfecção em três soluções de acordo com as instruções dos fabricantes. As soluções utilizadas e os tempos de imersão foram: Biocide® por 10 minutos, Alcide® por 3 minutos e hipoclorito de sódio por 10 minutos e solução salina estéril 0.9 N por 10 minutos (controle). Os resultados demonstraram que apenas o hipoclorito de sódio esterilizou efetivamente todas as amostras confeccionadas com as três marcas de resina. A resina ortodôntica foi esterilizada por todos os três tipos de soluções desinfetantes, entretanto duas das cinco amostras da resina Lucitone 199 e uma da resina autopolimerizável para conserto apresentaram bactérias quando imersas na solução Alcide. Com a solução Biocide duas de cinco amostras de Lucitone 199 permaneceram contaminadas, enquanto quatro de cinco amostras da resina para conserto apresentaram bactérias. Os dados obtidos confirmaram a hipótese que as resinas acrílicas para prótese podem ser contaminadas por bactérias na superfície e internamente. Este estudo confirma a necessidade dos laboratórios de prótese praticar procedimentos adequados de controle da infecção para prevenir a possibilidade de contaminação cruzada por microrganismos patogênicos entre pacientes e o pessoal do consultório e laboratório de prótese.

POLYZOIS *et al.*, em 1995, comparou os efeitos da desinfecção química com soluções de glutaraldeído e com energia por micro-ondas (500 W por 3 ou 15 minutos), avaliando dureza, alterações dimensionais e resistência à flexão da resina acrílica. Os resultados demonstraram que essas propriedades não foram significativamente alteradas por ambos os processos de desinfecção.

ARIMA *et al.*, em 1995 realizaram testes de resistência transversal, solubilidade e sorção para comparar as propriedades das resinas autopolimerizáveis para reembasamento com alta quantidade de ligações cruzadas com as resinas convencionais para reembasamento. O reembasamento melhora a estabilidade e retenção das próteses nos casos onde as mudanças

ocorridas os tecidos promovem um desajuste da base e uma diminuição do suporte da base da prótese. Muitas marcas de resinas acrílicas para reembasamento autopolimerizáveis se encontram disponíveis atualmente. As resinas escolhidas deveriam apresentar composição adequada quando se aplica essa conduta como método de tratamento. Estudos recentes relatam as diferenças da composição e estrutura de produtos analisados e um novo tipo de resina contendo alta quantidade de ligações cruzadas nos líquidos desses materiais. Agentes de ligações cruzadas tais como o etilenoglicol dimetacrilato têm sido adicionados aos materiais das bases das próteses para aumentar a resistência à fratura, rigidez e dureza superficial. A adição de uma quantidade muito grande de agentes de ligação cruzada reduz as propriedades mecânicas dos polímeros, tais como resistência à tração, ao impacto limitando a concentração desses agentes a uma concentração de 15%. Neste estudo, seis marcas de resinas acrílicas para reembasamento e uma resina acrílica termopolimerizável foram testadas. No teste da curva de resistência transversa, todos os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por 50 horas antes do teste que foi realizado a 23°C e 50% de umidade relativa, deflexão de 15N e 35N, e módulo de elasticidade foram testados. No teste de solubilidade e sorção de água os espécimes foram secos a uma temperatura de 37°C e após alcançarem massa constante foram imersos em água destilada a 37°C por sete dias. Após esse período as amostras foram pesadas e a sorção de água calculada por microgramas/mm<sup>3</sup>. Os resultados foram submetidos ao teste de Tukey para comparação e observaram que as resinas para reembasamento com grande quantidade de ligações cruzadas e a que continha basicamente polimetilmetacrilato e metilmetacrilato tiveram curva de resistência transversa e módulo de elasticidade maiores que das outras resinas reembasadoras e as com grande quantidade de ligações cruzadas também tiveram menores valores de sorção e solubilidade que as resinas convencionais para reembasamento com exceção de uma. Quando as amostras eram imersas em água pouco ou nenhum aumento de volume ocorria. Este processo é conhecido como adsorção em microvazios. A água que penetra no material atua como um plastificador

diminuindo as propriedades mecânicas do material polimerizado. Além disso, a sorção de água também causa alterações dimensionais. Consequentemente, uma grande sorção de água não é uma propriedade favorável para as resinas acrílicas. Os materiais com grande quantidade de ligações cruzadas testados neste experimento mostraram sorção significativamente menor que os outros materiais. Entretanto um desses reembasadores continha o dihidroximetil metacrilato (23,8%) no líquido que é um monômero metacrilato monofuncional com um grupo hidroxil que influencia na sorção dos materiais polimerizáveis. Outras pesquisas são necessárias para se compreender o efeito de agentes de ligação cruzadas como o 1,6-hexanodiol dimetacrilato, 1,4-butanodiol dimetacrilato e trimetilolpropano trimetacrilato na sorção de água. Moléculas de plastificadores podem preencher esse microvazios e assim evitar a penetração de água. Como resultado, concluíram que as resinas acrílicas reembasadoras com grande quantidade de ligações cruzadas tiveram curva de resistência transversa e módulo de elasticidade maiores e menor sorção de água que as demais resinas testadas. Entretanto esses materiais possuem maior solubilidade que as resinas termopolimerizáveis para base de próteses.

JOOSTE *et al.*, em 1996, correlacionaram dureza e resistência ao desgaste clínico de seis marcas de dentes artificiais de poli-metilmacrilato, opostos aos dentes de porcelana. Sessenta próteses totais divididas em seis grupos de dez para cada tipo de dentes foram confeccionadas. Os modelos iniciais com marcadores nas próteses inferiores foram utilizados para determinar a perda do material dentário bio-estereometricamente ao longo de três anos. A dureza Vickers foi obtida por meio da aplicação de carga de 20 g por 30 segundos em cinco pontos nas seis marcas comerciais avaliadas. O teste ANOVA mostrou que as medições do Vitapan (230,37) e Duravite (207,7) foram estatisticamente inferiores a todas as outras marcas. O Duravite foi estatisticamente inferior ao Vitapan. O Acrotone (264,57) e o RX1 (262,70) foram estatisticamente inferiores ao Premident (273,05). Os dentes mais duros não apresentaram maior

resistência ao desgaste enquanto os dentes mais moles não mostraram menor resistência ao desgaste.

Em 1997, ABE *et al.*, realizaram um estudo *in vitro* para avaliar o desgaste de um tipo de dente artificial de resina composta de alta resistência em oposição a oito materiais dentários (resina composta, policarbonato, poliétersulfona, polimetilmetacrilato, liga de ouro-prata-paládio-cobre, liga de cromo-cobalto, cerâmica fundida, porcelana feldspática e esmalte humano). Os espécimes (pré-molares) foram presos aos blocos de resina de modo que a cúspide vestibular contactasse os materiais antagonistas (placas de 10x 10x5 mm). Foi utilizada uma máquina que gerou contato deslizante à velocidade de  $20 \times 10^4$  e 60 ciclos por minuto com trajetória de 4 mm em direção vestibulo-lingual sob 1 kgf de carga. A análise do desgaste foi mensurada como perda de altura e perda volumétrica do material. Os autores também mensuraram três vezes a dureza Knoop em cinco espécimes sob carga de 200 g por 30 segundos com microdurômetro. Os resultados revelaram que a menor diferença de altura foi nos espécimes opostos à liga de ouro-prata-paládio, enquanto a maior ocorreu contra a porcelana. Com relação ao volume, a perda volumétrica dos espécimes contra a resina de alta resistência, policarbonato e liga de cromo-cobalto foi significativamente maior que contra polietersulfona, polimetil-metacrilato, liga de ouro-prata-paládio e esmalte humano. Os resultados sugerem que a resistência foi consideravelmente influenciada pelos materiais dentários antagonistas e que a melhor combinação foi resina de alta resistência e liga de ouro-prata-paládio e a pior foi resina de alta resistência e porcelana. Os dentes de alta resistência apresentaram dureza Knoop 37.

De acordo com ANUSAVICE, 1998 existem vários testes de dureza superficial. A maioria encontra-se embasada na capacidade da superfície do material de resistir à penetração por uma ponta sob carga sob uma carga específica. A seleção do tipo de teste deve ser determinada de acordo com o material a ser mensurado. O teste de Vickers é empregado pela ADA na

especificação para ligas de ouro para restaurações fundidas e para se determinar a dureza de materiais friáveis, por isso tem sido empregado para a mensuração da dureza da estrutura dental. No teste de dureza Knoop o formato da ponta de edentação causa uma recuperação elástica da impressão projetada primariamente ao longo da diagonal mais curta. Além do mais, a carga pode variar numa grande escala de 1g a mais de 1kg, de modo que valores para ambos os materiais excessivamente duros ou macios possam ser obtidos por esse teste. Ambos os testes são classificados como testes de microdureza em comparação aos testes de macrodureza tipo Brinell e Rockwell e por empregarem cargas menores que 9,8N as edentações são pequenas e limitadas a uma profundidade de menos de 19 micrometros. Portanto, são capazes de medir a dureza em pequenas regiões de objetos muito finos.

Para BAYSAN *et al.*, em 1998, a irradiação por micro-ondas por ser um método efetivo para a desinfecção de materiais reembasadores contaminados com *C. albicans* ou *S. aureus*. Foram confeccionadas dez amostras para cada um dos grupos: grupo A (desinfecção por micro-ondas); grupo B (exposto a temperatura ambiente por 5 horas) e grupo C (imersão noturna em hipoclorito). Para o grupo A os espécimes foram colocados em um prato estéril. Um becker com 150ml de água foi colocado no micro-ondas antes do processamento. A água agiu como um material absorvente para proteger o magnetron de um superaquecimento. Os espécimes foram expostos a irradiação por 2,5 minutos a 650 W de cada lado. Para o tratamento B, os espécimes testados foram colocados em uma placa de petri estéril e deixados cobertos por 2,5 horas de cada lado. E, por fim, para o tratamento C, foi preparada uma solução de Milton e colocados 15 ml dessa solução em 10 recipientes, cada um com uma amostra e deixado por 5 horas à temperatura ambiente. Para ambos os microrganismos testados a imersão em hipoclorito de sódio reduziu o numero de microrganismos aderidos à superfície de forma mais significativa que a exposição às micro-ondas, que por sua vez foi mais efetiva que o grupo dos espécimes deixado expostos ao ambiente durante a noite.

NEISSER & OLIVIERI, em 2001, afirmaram que quanto maior a microdureza de superfície da resina acrílica tanto maior a resistência à abrasão por escovação, sendo que, quando ocorre um desgaste na superfície da resina, a rugosidade torna-se um problema significativo, aumentando a área de contato e promovendo retenção de placa bacteriana.

A resistência ao impacto e as propriedades de flexão dos materiais utilizados em bases de próteses são importantes por predizerem seu comportamento clínico sob cargas repentinas. MEMON *et al.*, em 2001 compararam a resistência ao impacto, a resistência transversa e o módulo de flexão de três polímeros para bases de prótese. A investigação incluiu um material à base de poliuretano polimerizado por micro-ondas processado por técnica de modelagem por injeção e resina convencional termopolimerizável por energia de micro-ondas e modelagem por compressão à base de polimetilmetacrilato (PMMA). A resistência ao impacto foi determinada pelo teste de Charpy. A resistência transversa e o módulo de flexão foram avaliados pelo método dos três pontos. A resistência ao impacto do polímero injetado foi de 6,3 KJ/m<sup>2</sup> enquanto sua resistência à flexão foi de 66,2 MPa. Esses valores foram menores que os mostrados pelos materiais poliméricos à base de PMMA modelados por compressão. As diferenças foram estatisticamente significantes. A resistência ao impacto é a quantidade de energia absorvida pelo material antes da fratura. Nesse estudo, a resina acrílica termopolimerizável apresentou menor resistência ao impacto. Defeitos ou arranhões na superfície do material podem reduzir significativamente a resistência ao impacto das resinas acrílicas e as resinas termopolimerizáveis mostraram-se, em outros estudos, ter a superfície mais rugosa dentre os materiais utilizados na confecção de bases de próteses. Além disso, a maior quantidade de monômero residual existente nas resinas termo curadas pode levar à redução do módulo de flexão do polímero. A resina termopolimerizável também apresentou valor mais baixo de resistência transversa, indicando resistência inferior e baixa resistência à fratura. Em termos de impacto e resistência à flexão, o polímero injetável à base de poliuretano polimerizado por

micro-ondas não ofereceu vantagens sobre os polímeros à base de PMMA termo curados e polimerizados por energia de micro-ondas.

ABE *et al.*, em 2001, avaliaram o desgaste *in vitro* de cinco materiais utilizados em dentes artificiais posteriores (polimetil-metacrilato, resina composta de alta resistência, liga de ouro-prata-paládio-cobre, liga de cromo-cobalto e porcelana) em contato com o esmalte humano. Os espécimes dos materiais foram fabricados de forma semelhante aos dentes artificiais de resina acrílica, segundo as instruções do fabricante. Os corpos-de-prova do esmalte humano (incisivos superiores) foram presos a blocos de resina, preparados e polidos de modo a produzir placas de 10x10x5 mm. A análise do desgaste foi determinada pela diferença média de três medições realizadas pelo operador com paquímetro digital em dois momentos distintos: no início do trabalho e após a realização do teste de desgaste. Os resultados revelaram que a menor perda de altura ocorreu com a combinação polimetilmetacrilato-esmalte e a maior com porcelana-esmalte. Houve diferença significativa entre polimetilmetacrilato-esmalte e todas as outras combinações, excetuando-se ouro-prata-paládio-cobre-esmalte. Houve correlação significativa entre a perda de altura e a dureza Knoop dos materiais, exceto para a resina de alta resistência. O menor valor de rugosidade de superfície (Ra) foi encontrado para resina de alta resistência-esmalte e o maior em porcelana-esmalte. Também houve significativa correlação entre a rugosidade superficial e a dureza Knoop dos materiais. Esses achados sugerem que a melhor combinação foi polimetilmetacrilato-esmalte e a pior porcelana-esmalte.

BANTING & HILL, em 2001, avaliaram a desinfecção de próteses através da energia de micro-ondas para o tratamento da candidíase bucal em 34 indivíduos institucionalizados, com idade média de 81 anos, que apresentavam testes positivos para *C. albicans* pseudohifas. Estes indivíduos foram aleatoriamente determinados para os grupos teste (micro-ondas) e controle (imersão). Todos receberam a mesma quantidade de medicamentos antifúngico tópico (Nistatina 300.000 IU em comprimidos, três vezes ao dia por 14 dias). Os

voluntários do grupo controle tiveram suas próteses lavadas e em seguida expostas às micro-ondas por 1 minuto a 850 W. Este procedimento foi repetido por três vezes. Os voluntários do grupo controle foram instruídos a fazer a desinfecção das próteses superiores por imersão noturna com solução de 0,2% de digluconato de clorexidina por 14 dias renovando a solução a cada dois dias. A infecção dos tecidos moles pela forma pseudohifa aumentou com o tempo. Após três meses, 1 (8%) paciente do grupo de tratamento com micro-ondas e 12 (63%) pacientes tratados por imersão apresentaram pseudohifas na cultura. Re-infestação da superfície da prótese e dos tecidos moles adjacentes reduziram drasticamente nos pacientes que tiveram suas próteses tratadas por micro-ondas. Entretanto, este tratamento não é recomendado para todas as próteses e deve ser usado com cautela.

Uma das propriedades mais importantes dos dentes artificiais é a capacidade de absorção de parte da energia liberada durante a função mastigatória, objetivando reduzir a transmissão de forças ao osso suporte. O grau de absorção ao choque parece estar relacionado com a rigidez do material. Baseado nesses conhecimentos, KAWANO *et al.*, em 2002, avaliaram a absorção ao choque e sua relação com a dureza superficial de dentes artificiais disponíveis comercialmente. Foram testados sete dentes de resina composta, um de resina acrílica e um de porcelana. O instrumento de teste consistiu no aparelho bola em queda livre associado ao uso de um acelerômetro. A resposta da aceleração foi captada pelo computador para o cálculo do valor de impacto. O teste de dureza Vickers foi realizado com o penetrômetro Vickers (Akashi) para determinação do valor médio de dureza representativo dos materiais. Os resultados revelaram que os dentes de resina composta mostraram valor de impacto intermediário entre os dentes de resina acrílica e de porcelana. Os dentes de porcelana apresentaram o maior valor de impacto com diferença estatisticamente significativa em comparação aos dentes de resina composta e acrílica. Não foi observada diferença significativa entre os dentes de resina composta testados e correlação significativa foi verificada entre os valores de absorção ao impacto e de dureza

Vickers dos dentes artificiais. Os autores sugeriram que os dentes de resina composta e os dentes de resina acrílica apresentaram absorção ao impacto maior que os dentes de porcelana.

NOGUEIRA *et al.*, em 2002, analisaram a dureza dos dentes artificiais de resina acrílica (Dentron) submetidos aos diferentes agentes de limpeza em função do tempo. Os molares artificiais foram incluídos em anéis de PVC com resina acrílica termo-ativada (Lucitone), submetidos ao desgaste e polimento produzindo uma superfície plana. A medição da dureza Vickers foi feita através do microdurômetro antes e após seis meses de armazenamento das amostras em quatro tipos de soluções: água (controle), clorexidina, hipoclorito de sódio a 1% e solução caseira de hipoclorito de sódio diluído. Os dados de dez amostras foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, no qual foi apresentada redução significativa da dureza superficial dos dentes artificiais imediatamente (32,93) e seis meses após o acondicionamento (20,02). O uso de agentes de limpeza promoveu efeito sobre os dentes artificiais de resina acrílica similar à imersão em água.

PAVARINA *et al.*, em 2003a, avaliaram a efetividade de um protocolo de controle de infecção para limpeza e desinfecção as próteses. Sessenta e quatro próteses foram submetidas a esfregaço com *swab* estéril imediatamente após terem sido removidas da boca do paciente. As amostras foram individualmente colocadas em meio de cultura e incubadas. Todas as próteses foram então limpas com clorexidina 4% por 1 minuto e lavadas com água estéril por mais 1 minuto e imersas nas seguintes soluções: gluconato de clorexidina 4%, hipoclorito de sódio 1%, Biocide (iodóforos) e Amosan (peróxido alcalino). Após os procedimentos de desinfecção, as próteses foram imersas em água estéril por 3 minutos e depois realizada nova cultura. A presença de crescimento microbiano foi verificada após 24 horas e o resultado foi positivo para todas as próteses. Todas as soluções reduziram o crescimento de microrganismos, com exceção do

Biocide. Verificou-se que a solução de hipoclorito de sódio 1% foi efetiva num período de imersão de 10 minutos, reduzindo inclusive os esporos.

Ainda em 2003b, PAVARINA *et al.* avaliaram a influência do uso de três soluções desinfetantes na dureza Vickers de dentes artificiais de resina acrílica. Foram utilizados 32 dentes artificiais do mesmo modelo para cada marca, presos axialmente a tubos plásticos com resina para base de dentadura. Após a presa da resina, os espécimes foram lixados com seqüência de lixas de carbetto de silício de granulação 600 a 1200, sob refrigeração. Foram realizadas as medidas de dureza para todos os espécimes com o microdurômetro sob 100 gf de carga, por 30 segundos. Foram registradas 12 leituras para cada espécime e o valor médio da dureza calculado. Em seguida, os espécimes foram armazenados em água a 37°C por 48 horas e a dureza novamente registrada. Os espécimes foram aleatoriamente separados em quatro grupos de oito elementos cada. Nos grupos 1, 2 e 3, os espécimes foram imersos nas seguintes soluções desinfetantes por dez minutos: gluconato de clorexidina a 4%, hipoclorito de sódio a 1% e perborato de sódio a 3,78% e em seguida enxaguados em água corrente por três minutos. Os espécimes foram desinfetados duas vezes, simulando a condição laboratorial de quando as dentaduras são recebidas do paciente e antes de retornarem ao paciente. Os espécimes do grupo 4 (controle) foram armazenados em água pelo mesmo período total de 20 minutos. As medições da dureza foram realizadas após a desinfecção dos espécimes e também após o armazenamento final dos espécimes em água a 37°C por 15, 30, 60, 90 e 120 dias. Os resultados mostraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os materiais e as soluções desinfetantes. Houve decréscimo contínuo na dureza relacionado com o tempo de armazenagem dos espécimes em água. A redução da dureza superficial de ambas as resinas acrílicas dos dentes artificiais ao longo do tempo de imersão em água provavelmente ocorreu devido ao nivelamento das cadeias poliméricas promovido pelas moléculas de água, conduzindo à alteração das características físicas do polímero resultante.

Novamente em 2003c, PAVARINA *et al.* investigaram se a desinfecção por imersão em soluções químicas poderia ser capaz de inativar rapidamente microrganismos patogênicos sem causar nenhum efeito adverso na resina da base da prótese. Para isso avaliaram o efeito da desinfecção por imersão na resistência transversa de duas marcas de resina termopolimerizáveis, Lucitone 550 e QC 20. As bases foram polimerizadas de acordo com as especificações do fabricante, polidas e armazenadas em água. Cinqüenta espécimes foram produzidos para cada marca de resina e aleatoriamente separados em cinco grupos com dez amostras cada: 1- (controle) foram realizados os testes após o armazenamento em água; 2 a 4, os espécimes foram desinfetados duas vezes, imersos em clorexidina por 1 minuto, lavados e colocados nas seguintes soluções desinfetantes: grupo 2, solução de perborato de sódio 3,78%; grupo 3, gluconato de clorexidina 4% e grupo 4, hipoclorito de sódio 1%. Os autores concluíram que não houve diferenças significantes na resistência transversa em todos os grupos avaliados após a desinfecção química com qualquer das substâncias. A resina QC 20 exibiu resistência transversa mais baixa que a resina Lucitone 550. Embora essa diferença tenha sido estatisticamente significativa, a interpretação desses resultados deveria ser realizada com cautela, pois a diferença poderia não ser clinicamente significativa.

SUZUKI, em 2004, avaliou a dureza e o desgaste de dentes artificiais *in vitro*. Os dentes foram separados em quatro grupos de acordo com a composição: resina composta nano-particulada (Veracia), resina composta micro-particulada (SR Orthosit, Duradent, Surpass), resina acrílica com ligação cruzada (SR Postaris, Gênios P, Creapearl, Vitapan Physiodens, Premium 8, Integral) e resina acrílica convencional (Biotone). O teste de desgaste caracterizou-se por uma haste metálica simuladora de uma cúspide que exerceu carga vertical sobre a superfície do espécime na presença de bolo alimentar artificial durante 100.000 ciclos (n=10). Os valores de profundidade de desgaste foram determinados com perfilômetro. As áreas da superfície desgastada foram obtidas por meio do traçado perfilométrico e calculadas em sistema computadorizado. A dureza Knoop (n=5)

foi verificada em microdurômetro sob 25 gf durante 30 segundos. Os valores de desgaste variaram entre 90,5  $\mu\text{m}$  para a resina composta nano-particulada, 69,8 a 93,0  $\mu\text{m}$  para a resina composta micro-particulada, 80,8 a 104,0  $\mu\text{m}$  para a resina acrílica com ligação cruzada, e 162,5  $\mu\text{m}$  para o dente acrílico convencional. As áreas das superfícies desgastadas foram de 5,1  $\text{mm}^2$  para a resina composta nanoparticulada, 2,6 a 3,6  $\text{mm}^2$  para a resina composta micro particulada, 4,4 a 5,7  $\text{mm}^2$  para a resina acrílica com ligação cruzada e 10,1  $\text{mm}^2$  para os dentes de acrílico convencional. Os valores de dureza variaram em torno de 22,7 para a resina composta nanoparticulada, 28,2 a 29,8 para a resina composta microparticulada, 18,9 a 21,6 para a resina acrílica de ligação cruzada, e 18,6 para os dentes de resina acrílica convencional. O desgaste do dente de acrílico foi significativamente maior que o desgaste mostrado pelos outros dentes artificiais, que não diferiram entre si. Todos os dentes compósitos micro-particulados foram significativamente mais duros que os outros dentes. Os dentes à base de nanocompósitos foram mais duros e mais resistentes ao desgaste que o dente acrílico, mas não diferiu significativamente da maioria dos dentes de resina acrílica com ligação cruzada e de resina composta microparticulada.

BARNABE *et al.*, em 2004, relataram que a princípio, a limpeza mecânica é um meio eficiente para proporcionar higiene à prótese e manter a saúde da mucosa sob a base da prótese. A higienização da prótese é geralmente descrita como deficiente e o método mais comum para limpeza das próteses removíveis é a escovação com água corrente e sabão ou dentífrico. O sabão de coco é um produto natural e biodegradável que pode ser utilizado na escovação das próteses. Além da ação antimicrobiana, o sabão de coco atua desengordurando a superfície das próteses, o que facilita a remoção de placa pela escovação com dentífrico.

PAVAN *et al.*, em 2005, avaliaram a influência do tratamento com energia de micro-ondas na precisão de adaptação de bases de próteses totais superiores. Trinta bases acrílicas foram confeccionadas sobre modelos de gesso

pela técnica de rotina, utilizando a resina acrílica Clássico. Após a polimerização e esfriamento, foram demufladas e armazenadas em água destilada por 30 dias. Ao final deste período, as bases foram separadas em três grupos: grupo I controle (sem desinfecção); grupo II tratamento em microondas por 3 min a 500 W; e grupo III tratamento por 10 min a 604 W. Em seguida, as bases foram fixadas em seus respectivos modelos de gesso com cola instantânea e os conjuntos modelo/base foram seccionados na região palatina posterior. Os desajustes entre as bases e os modelos foram verificados com auxílio de um microscópio comparador linear em cinco pontos. Não houve diferença estatisticamente significativa quanto à adaptação das bases entre os grupos I e II. Contudo, o grupo III apresentou as maiores discrepâncias, diferindo estatisticamente dos demais grupos. O tratamento com energia de micro-ondas utilizando ciclo de 10 min a 604 W, promoveu as maiores discrepâncias na adaptação das bases acrílicas de próteses totais superiores aos modelos de gesso.

Em 2005, CAMPANHA *et al.* demonstraram que dois ciclos de esterilização em forno de microondas reduziram a dureza Vickers de várias marcas de dentes artificiais, quando não eram previamente armazenados em água. O estudo testou seis marcas de dentes artificiais que foram fixados com resina termopolimerizável processada em ciclo convencional de 100°C por 20 minutos, seguido de esfriamento por 30 minutos em temperatura ambiente e imersão em água corrente por 20 minutos. Todos os dentes eram fabricados com resina com ligação cruzada de composição uniforme e que não havia diferença de dureza entre a camada mais superficial e a mais interna. Os dentes foram desgastados por uma seqüência de lixas de carboneto-silicone sob refrigeração e polidos com pasta. Trinta e dois espécimes foram confeccionados para cada marca de dente e igualmente divididos em quatro grupos (n=8). A dureza dos espécimes do grupo controle foi verificada logo após o polimento. Os espécimes do grupo submetido a dois ciclos de esterilização por micro-ondas foram colocados em Becker com 200 mL água destilada e submetidos a 650 W por 6 minutos. Os resultados demonstraram que a esterilização em micro-ondas reduziu

os valores de dureza Vickers de todos os dentes quando estes não eram armazenados previamente em água destilada. Houve redução dos valores de dureza Vickers quando os dentes permaneceram armazenados em água destilada por 90 dias em quase todas as marcas avaliadas. O fato dos espécimes terem sido submetidos a apenas dois ciclos de desinfecção por micro-ondas indica a necessidade de esclarecer como a água afeta a dureza de superfície dos dentes artificiais de resina.

O estudo de REIS, em 2005 revelou que a face mais externa dos dentes avaliados apresentou valores médios finais de dureza estatisticamente superiores aos das faces mais internas com exceção do Trilux. Porém, embora tenha ocorrido diferença do ponto de vista estatístico, os valores de dureza entre as faces foram extremamente semelhantes entre si e, muito provavelmente, sem qualquer significado clínico relevante. A estreita diferença no quesito dureza entre as marcas comerciais avaliadas foi um achado inesperado, pois era suposto que as formulações melhoradas apresentassem dureza maior que as fórmulas convencionais. Esse fator sugeriu que, apesar de os dentes apresentarem valores de dureza semelhantes entre si, poderiam apresentar resistência ao desgaste favorável às marcas melhoradas, sendo o primeiro indício de independência dessas propriedades mecânicas dos materiais dentários, revelado pelo trabalho em questão.

Trabalho desenvolvido por CONSANI *et al.*, em 2006, mostra que as dimensões lineares de corpos-de-prova confeccionados com resinas acrílicas não foram alteradas pela desinfecção simulada por micro-ondas. Este trabalho avaliou a alteração dimensional linear dos corpos-de-prova confeccionados a partir de matrizes retangulares de alumínio (65,0x12,0x3,5 mm), com 4 demarcações referenciais, sob influência das marcas de resinas acrílicas termopolimerizáveis Clássico, Onda-Cryl e QC-20. Padrões de cera medindo 67,0x15,0x5,0mm foram incluídos em muflas metálicas ou de plástico com gesso pedra, de acordo com a técnica convencional. Após presa do gesso, os padrões de cera foram retirados e

as matrizes de alumínio moldadas nos moldes de gesso reembasados com silicone. A proporção pó/líquido e o preparo da resina acrílica foram efetuadas de acordo com as recomendações dos fabricantes, sendo a prensagem da mufla metálica feita com auxílio do dispositivo RS de contenção. Após a polimerização em água aquecida a 74°C por 9 horas, água em ebulição por 20 minutos ou por energia de microondas a 900 W por 10 minutos, os corpos-de-prova foram removidos das muflas após esfriamento até a temperatura ambiente e submetidos ao processo de acabamento convencional. As distâncias entre os pontos referenciais A-B, C-D, A-C e B-D foram mensuradas antes e após a desinfecção em microondas (650W por 3 minutos). A avaliação dimensional linear das distâncias foi efetuada com microscópio óptico comparador Olympus, com precisão de 0,0005 mm, por um mesmo operador. Os resultados obtidos submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey em nível de 5% de significância mostraram que a desinfecção por microondas não alterou as dimensões originais dos corpos-de-prova.

CONSANI *et al.*, em 2007, avaliaram o efeito da desinfecção por microondas na adaptação da base de próteses total superior utilizando dois métodos de fechamento das muflas metálicas: tradicional e um sistema de contenção. A hipótese que a adaptação da base da prótese poderia ser afetada de forma adversa pela simulação da desinfecção por micro-ondas Bases de acrílico confeccionadas com resina Clássico foram submetidas individualmente à desinfecção simuladas por energia de micro-ondas (650 W por 3 minutos) imersas em 150 mL de água destilada. Em seguida, o conjunto base-modelo de gesso foi cortado transversalmente nas regiões correspondentes aos caninos, mesial dos primeiros molares e região palatina posterior e adaptação em cinco diferentes pontos de cada corte verificada com microscópio linear óptico, com precisão de 0,0005 mm. Os autores verificaram que a desinfecção por micro-ondas melhorou a adaptação da base quando a mufla foi fechada com o grampo convencional e não promoveu nenhum efeito com o dispositivo RS de contenção.

CONSANI *et al.*, em 2008a, realizaram um estudo que tinha por objetivo determinar o efeito da desinfecção em micro-ondas na resistência ao impacto na união dente-base de resina, quando a base polida do dente foi submetida aos tratamentos: controle, desgastada, retenção ou condicionada com monômero. Em todos os grupos, a falha predominante foi mista (adesiva, e coesiva no dente de resina acrílica). Os resultados sugerem que a desinfecção simulação por micro-ondas diminuiu significativamente a resistência ao impacto entre dente e restauração. Além disso, as retenções mecânicas melhoraram a resistência ao impacto quando comparadas com o grupo controle e condicionadas pelo monômero.

Ainda em 2008b, outro estudo realizado por CONSANI *et al.*, investigou o efeito de várias simulações de desinfecção por micro-ondas na adaptação de bases de prótese superiores, utilizando-se dois métodos de inclusão diferentes. Vinte bases-de-prova foram confeccionadas para inclusão pelo método de fechamento tradicional e pelo método do sistema RS de contenção. Cinco bases de cada método foram submetidas a cinco desinfecções em forno de micro-ondas de 650 W por três minutos. As bases do grupo controle não foram desinfetadas. Três cortes transversais foram produzidos na região correspondente aos caninos, primeiro molar e região posterior do palato. Medidas foram tomadas a partir de um micrometro óptico em cinco regiões de cada corte para determinar a adaptação da base: borda marginal direita e esquerda, cristas do rebordo residual direito e esquerdo e linha mediana. Os dados obtidos no método tradicional (controle =  $0,21 \pm 0,05$  mm e desinfetados =  $0,22 \pm 0,05$  mm) e no sistema RS (controle =  $0,16 \pm 0,05$  mm e desinfetados =  $0,17 \pm 0,04$  mm), após análise estatística, os dados revelaram que as repetidas desinfecções por micro-ondas não causaram efeito deletério na adaptação das bases nos dois sistemas comparados.

RIBEIRO *et al.*, em 2008, realizaram um estudo sobre a efetividade de dois tempos de exposição à irradiação por micro-ondas na desinfecção de próteses totais. Amostras de biofilme foram coletadas de próteses totais de trinta

pacientes que foram aleatoriamente separados em dois grupos experimentais. No grupo 1, as próteses totais foram submetidas à irradiação por três minutos a 650 W e no grupo 2 o tempo de exposição foi de dois minutos a 650W. As amostras do biofilme foram coletadas com *swabs* antes (na superfície do lado esquerdo) e depois (superfície do lado direito) da exposição às micro-ondas. Todo o material era avaliado para se obter média seletiva para *Candida* spp., *Staphylococcus* spp., *Streptococcus mutans* e não seletiva. Após incubação (48 horas a 37°C) as unidades de colônias formadas (cfu/ml) foram contadas e identificadas por métodos bioquímicos e os dados estatisticamente analisados. De acordo com os resultados observou-se que a irradiação por micro-ondas por três minutos (Grupo 1) resultou na esterilização de todas as próteses avaliadas e no Grupo 2 (irradiação por dois minutos) houve uma redução significativa de *Candida* spp., *Staphylococcus* spp., *Streptococcus mutans* e espécies não identificadas. Colônias de *Candida albicans*, *Staphylococcus* não aureus e *Streptococcus mutans* desenvolveram-se posteriormente nas amostras submetidas a dois minutos de exposição, levando à conclusão que a irradiação por micro-ondas por um período de três minutos a 650W pode ser um tratamento em potencial na prevenção da contaminação cruzada.

SANITÁ *et al.*, em 2009, avaliaram a efetividade da irradiação por micro-ondas na desinfecção de próteses totais inoculadas com ATCC (American Type Culture Collection) e quatro espécies de *Cândida*. Cinquenta próteses totais foram confeccionadas, esterilizadas e inoculadas com os microorganismos testados (*C. albicans*, *C. dubliniensis*, *C. krusei*, *C. glabrata* e *C. tropicalis*). Após a incubação a 37°C por 48 horas, as próteses foram levadas ao forno de micro-ondas por três minutos a 650 W. As próteses não irradiadas foram utilizadas como controle. Amostras das suspensões foram diluídas e incubadas a 37°C por sete dias. Os dados foram analisados pelos testes ANOVA e Tukey (5%). As próteses contaminadas com todas as espécies de *Cândidas* mostraram-se esterilizadas após a irradiação. Todas as próteses do grupo controle apresentaram crescimento microbiano nas placas de cultura. O valor de cfu/ml (-1) para *C. glabrata* foi maior

do que para *C. albicans*, *C. dubliniensis* e *C. tropicalis* enquanto que o valor pra *C. krusei* foi menor. A irradiação por micro-ondas por três minutos a 650 W resultou na esterilização para todas as próteses totais.

CONSANI *et al.*, em 2009, avaliaram o efeito de repetidas desinfecções por micro-ondas sobre a dureza, impacto e resistência à flexão das resinas acrílicas Clássico, Onda-Cryl e QC-20. Matrizes de alumínio foram incluídas em muflas metálica ou plástica com gesso pedra tipo III, de acordo com a técnica de inclusão tradicional. A proporção polímero/monômero usada foi de acordo com as recomendações dos fabricantes. Depois da polimerização em água à temperatura de 74°C por 9 horas, água em ebulição por vinte minutos ou por energia de micro-ondas a 900 W por três minutos, os corpos-de-prova foram demuflados após esfriamento da mufla em temperatura ambiente e submetidos ao polimento convencional. Testes de dureza, impacto e resistência à flexão foram feitos nos corpos-de-prova controle e experimentais. Cada corpo-de-prova foi submetido individualmente a cinco desinfecções por micro-ondas em forno doméstico com 900 W de energia por três minutos, imersos em 150 mL de água destilada. O teste de dureza Knoop foi realizado com carga de 25 g por 10 segundos, de resistência ao impacto pelo sistema Charpy com 40 kpcm e de resistência à flexão por três pontos com velocidade de 0,5 mm/minuto até fratura. Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (5%). Repetidas desinfecções por micro-ondas diminuíram a dureza das resinas Clássico e Onda-Cryl, não promoveram nenhum efeito sobre a resistência ao impacto da resina QC-20. A resistência à flexão foi similar para todas as resinas.

### **3. PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da desinfecção simulada sobre a dureza Knoop da superfície de dentes de resina acrílica de cinco marcas comerciais (Trilux, Biocler, Biotone, New Ace e Magister) quando submetidos a três métodos de desinfecção, nas variáveis:

1. Desinfecção química com glutaraldeído a 2%;
2. Desinfecção química com hipoclorito de sódio a 1%; e
3. Desinfecção por energia de micro-ondas.

#### 4. MATERIAIS E MÉTODO

Foram utilizados dentes artificiais de resina acrílica de diferentes composições e fabricantes, que tiveram a dureza de superfície mensurada em microdurômetro antes e depois de submetidos a processos de desinfecção química e por energia de micro-ondas em três fases distintas: sem tratamento (controle), após um tratamento e após três tratamentos. O tempo de desinfecção química por imersão dos dentes em soluções desinfetantes foi 10 minutos, seguido de lavagem em água corrente por 30 segundos. As soluções desinfetantes utilizadas foram o hipoclorito de sódio a 1% e a solução de glutaraldeído a 2%. O método utilizado para a desinfecção por energia de micro-ondas foi três minutos a 650 W de potência, com os corpos-de-prova imersos em 150 ml de água destilada trocada a cada um minuto de exposição.

O grupo controle (GC) e os tratamentos realizados foram apresentados em siglas para facilitar a leitura das Tabelas, conforme descrito abaixo:

- G1H (um tratamento de desinfecção com solução de hipoclorito a 1%);
- G3H (três tratamentos de desinfecção com solução de hipoclorito a 1%);
- G1G (um tratamento de desinfecção com solução de glutaraldeído a 2%);
- G3G (três tratamentos de desinfecção com solução de glutaraldeído a 2%);
- G1M (um tratamento de desinfecção por micro-ondas) e
- G3M (três tratamentos de desinfecção por micro-ondas).

A superfície das amostras não foi desgastada para que o teste pudesse ser realizado no terço médio da camada mais superficial dos dentes. A carga utilizada para produzir as penetrações foi de 50 g aplicada por 15 segundos.

#### **4.1. Confeção das amostras**

Foram confeccionados cem amostras utilizando incisivos centrais e laterais inferiores. Cinco dentes foram separados para procedimentos desinfetantes, para cada uma das cinco marcas avaliadas:

- Controle
- Desinfecção química com hipoclorito de sódio 1%
- Desinfecção química com glutaraldeído a 2%
- Desinfecção por energia de micro-ondas

O grupo controle foi composto por cinco amostras. Nos tratamentos de desinfecção, as cinco amostras usadas para a mensuração da dureza após o primeiro tratamento foram utilizadas novamente para verificar os valores de dureza após o terceiro tratamento com as soluções desinfetantes. O mesmo ocorreu na desinfecção por micro-ondas. As marcas comerciais utilizadas no experimento foram: Trilux (Ruthinium, Pirassununga, SP), Biocler (Pirassununga, SP), Biotone (Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ), New Ace (Yamahachi Dental MFG., CO., Gamagori City, Japão) e Magister (Heraeus-Kulzer South America Ltda., São Paulo, SP), conforme Figura 1.



Figura 1 – Dentes artificiais.

Para a confecção das amostras, anéis de PVC (Tigre, São Paulo) com 6 mm de altura por 20 mm de diâmetro foram preenchidos com cera 7 liquefeita (Clássico, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Campo Limpo Paulista, SP) sobre uma placa de vidro previamente isolada com vaselina sólida. Os dentes foram fixados na cera com a face vestibular voltada para cima e incluídos em mufla para micro-ondas (Vip STG; Vipi Indústria de Produtos Odontológicos Ltda., Pirassununga, SP). Durante o procedimento foram incluídos três anéis em cada mufla (Figura 2), com gesso comum tipo II (Asfer Indústria. Química Ltda., São Caetano do Sul, SP).



Figura 2 – Amostras incluídas.

Após a presa do gesso, a mufla foi levada ao forno de micro-ondas por 40 segundos para plastificar a cera. Sobre a cera plastificada foi colocada uma camada de algodão hidrófilo e a mufla submetida a 3 minutos de exposição pelo micro-ondas. A mufla foi aberta para a eliminação do algodão com os resíduos de cera absorvidos, promovendo limpeza completa no interior dos anéis de PVC.

Após a eliminação da cera e dos anéis de PVC procedeu-se o isolamento do gesso de inclusão com isolante à base de alginato de sódio (Cel-Lac, S.S. White, Rio de Janeiro, RJ) e o molde de PVC foi preenchido com resina acrílica termopolimerizável (Vip Wave, Vip), na proporção pó/líquido recomendada pelo fabricante, manipulada em recipiente de vidro. A resina acrílica foi vertida no molde na fase arenosa, o conjunto recoberto com papel celofane (polietileno de alta densidade), sendo a mufla fechada e levada à prensa hidráulica (VH Equipamentos Médicos Odontológicos Ltda., Araraquara, SP) sob carga de 500 kgf. No momento em que o ponteiro marcador de pressão apresentava-se estável, a carga foi aumentada para 750 kgf, 800 kgf e 1.000 kgf, na qual permaneceu por 5 minutos. Em seguida, a mufla foi aberta, o papel celofane e o excesso de resina removidos. A mufla foi novamente fechada e levada para a prensa hidráulica sob carga de 1.000 kgf e deixada por quinze minutos de acordo com as

recomendações do fabricante. Após esse período, a resina acrílica termo polimerizável foi processada em micro-ondas com 1.300 W de potência (Eletrolux; Eletrolux da Amazônia Ltda., Manaus, AM), utilizando-se os parâmetros definidos pelo fabricante:

1- estágio inicial: 10% de potência durante vinte minutos;

2- descanso : 0% de potência por quatro minutos;

3- estágio final: 30% de potência por 5 minutos.

Após a polimerização, a mufla foi esfriada em temperatura ambiente, aberta (Figura 3) e as amostras demufladas e acabadas (Figura 4). Os dentes não foram desgastados nem polidos para que o teste de microdureza de superfície fosse realizado na camada glazeada, a qual ficou exposta aos tratamentos de desinfecção.



Figura 3 – Mufla aberta.



Figura 4 – Amostras.

## **4.2. Desinfecção das amostras**

Cinco amostras para cada tipo de dente de cada marca comercial foram preparados para cada tipo de desinfecção. Cada ciclo de desinfecção química foi realizado deixando as amostras em imersão nas soluções desinfetantes de hipoclorito de sódio a 1% e em solução de glutaraldeído a 2%, em temperatura ambiente por 10 minutos, seguido de lavagem em água corrente por 30 segundos (Pavarina *et al.*, 2003a,c) e secos com jatos de ar. Os intervalos entre os ciclos de desinfecção química foram de sete dias, nos quais as amostras permaneceram armazenadas em água destilada à temperatura ambiente até a realização das leituras no microdurômetro.

Para a realização da desinfecção por ciclo em micro-ondas, as amostras foram submetidas à desinfecção simulada em forno doméstico com 1.300 W (Eletrolux), numa potência de 50% por 3 minutos, imersos individualmente em 150 ml de água destilada (Consani *et al.*, 2008). As amostras foram armazenadas em água destilada a temperatura ambiente por sete dias que correspondiam aos intervalos entre cada um dos processos de desinfecção.

## **4.3. Análise da dureza Knoop**

A dureza Knoop dos dentes foi verificada em microdurômetro (HMV – 2000/Shimadzu Corporation, Japan) (Figura 5), sob carga axial de 50 g aplicada por 15 segundos, em três momentos: 1- antes dos procedimentos de desinfecção (controle), 2- depois do primeiro tratamento de desinfecção, e 3- depois do terceiro tratamento de desinfecção. O teste de penetração foi realizado no terço médio da face vestibular dos dentes, na área central, por ser mais plano sendo a área mais adequada para realizar o teste.



Figura 5 – Microdurômetro.

A dureza Knoop foi determinada pela área de penetração (Figura 6), produzida pela ponta de diamante, dividida pela carga utilizada para produzir a impressão na superfície. Quando acionado, o penetrador realiza compressão na superfície do espécime, gerando uma figura geométrica em forma de losango. Este possibilita a determinação da dureza superficial do material a partir da mensuração de sua maior distância diagonal. Portanto, quanto maior a impressão produzida, menor a dureza.

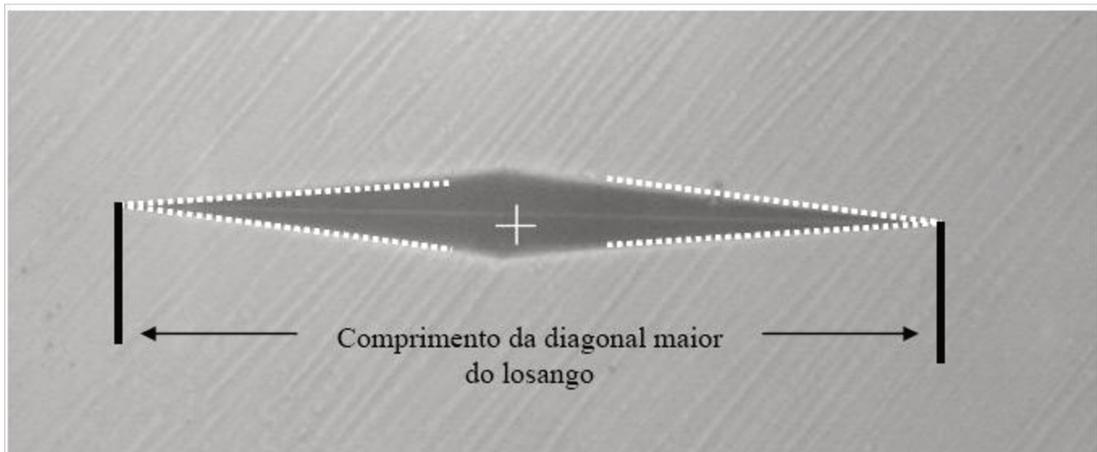


Figura 6 – Imagem da penetração produzida na superfície para avaliação da dureza Knoop.

Foram realizadas três leituras em cada dente em todas as etapas mencionadas e obtida a média aritmética para cada análise. Este procedimento foi realizado nos dois métodos de desinfecção e no grupo controle.

#### **4.4. Análise estatística**

Os valores obtidos foram submetidos à análise estatística por meio do programa SAS/ANOVA e as médias ao teste de Tukey com significância de 5%, considerando os fatores dente, desinfecção e interação.

## 5. RESULTADOS

Os ensaios no microdurômetro foram essenciais para a análise comparativa da dureza nos diferentes tratamentos na mesma marca comercial e entre marcas comerciais

A análise de variância para os fatores tratamento, dente e interação (Tabela 1) mostrou que houve diferença significativa para tratamento ( $p = .00003$ ) e dente ( $p = .00001$ ). Entretanto, a interação entre eles não foi significativa ( $p = .72801$ ).

Tabela 1- Análise de variância.

Causas da variação	GL	SQ	QM	Valor F	P
Tratamento (T)	6	105,7963148	17,6327191	6,6270	.00003
Dente (D)	4	1179,5031192	294,8757981	110,825	.00001
T x D	24	51,3151373	2,1381307	0,8036	.72801
Resíduo	140	372,5017034	2,6607265		
Total	174	1709,116347			

Média Geral = 23,352572; coeficiente de variação = 6,98%.

A Tabela 2 mostra a comparação pelo teste de Tukey (5%) dos valores de dureza Knoop para o fator tratamento, independente do fator dente. Houve diferença estatística significativa entre G3M e os tratamentos G1G, G3G, G1H e G3H e o grupo controle, enquanto G1M não diferiu dos demais tratamentos e foi similar ao G3M.

Tabela 2 – Médias da dureza Knoop para o fator tratamento, independente do fator dente.

Tratamento	Dureza Knoop
GC (sem tratamento)	24,0 ± 2,69 a
G1G	24,1 ± 3,37 a
G3G	24,0 ± 2,98 a
G1H	23,4 ± 2,87 a
G3H	23,2 ± 3,46 a
G1M	22,7 ± 3,08 ab
G3M	21,8 ± 3,06 b

Médias seguidas por diferentes letras minúsculas diferem significativamente pelo teste de Tukey ( $p < .05$ ).

A Tabela 3 mostra a comparação pelo teste de Tukey (5%) dos valores de dureza Knoop para o fator dente independente do fator tratamento. Houve diferença estatística significativa entre Biocler e os dentes Magister, New Ace e Biotone. Trilux apresentou semelhança estatística com Biotone e Biocler e diferença estatística com Magister e New Ace.

Tabela 3 – Médias da dureza Knoop para o fator dente, independente do fator tratamento.

Dente	Dureza Knoop
Magister	27,1 ± 1,55 a
New Ace	26,1 ± 1,36 a
Biotone	24,5 ± 1,70 ab
Trilux	22,2 ± 1,67 bc
Biocler	20,0 ± 2,35 c

Médias seguidas por diferentes letras minúsculas diferem significativamente pelo teste de Tukey ( $p < .05$ ).

A Tabela 4 mostra a comparação dos valores de dureza Knoop para o fator dente em cada tratamento. Houve diferença estatística significativa apenas no dente Magister, onde G3M foi diferente nos tratamentos GC, G1G e G3G, enquanto G1H, G3H e G1M similares entre si, não diferiram dos demais tratamentos. Na interação tratamento-dente, no GC, Biotone, New Ace e Magister foram estatisticamente similares; New Ace e Magister foram diferentes de Trilux e BioCler; Biotone foi similar a Trilux e diferente de BioCler, enquanto Trilux foi similar a BioCler. No G1G, New Ace e Magister foram estatisticamente similares entre si e diferentes dos demais dentes; Biotone foi diferente de BioCler e similar ao Trilux que por sua vez foi similar ao BioCler. Nos G3G, G1H e G3H, New Ace e Magister foram similares entre si e Trilux, BioCler e Biotone não apresentaram diferença estatística entre si; entretanto, esses grupos foram diferentes entre si. No G1M e G3M, Biotone, New Ace e Magister foram similares entre si e Trilux e BioCler não apresentaram diferença estatística entre si; entretanto, ambos os grupos de tratamento foram diferentes entre si.

Tabela 4 – Médias da dureza Knoop considerando o fator dente para cada tratamento.

Tratamento	Dente				
	Trilux	Biocler	Biotone	New Ace	Magister
GC	22,2±0,30aBC	20,0±0,34aC	24,5±1,10aAB	26,1±0,38aA	27,1±0,44aA
G1G	22,4± 2,10aBC	19,9±2,81aC	23,6±1,73aB	26,7±0,39aA	27,8±1,21aA
G3G	22,4±1,54aB	21,0±0,41aB	22,5±1,67aB	26,7±2,17aA	27,6±0,60aA
G1H	21,9±1,20aB	19,8±0,83aB	22,3±1,65aB	26,2±0,39aA	26,8±0,75abA
G3H	21,6±0,63aB	19,7±4,81aB	22,2±1,36aB	26,3±1,55aA	26,3±1,19abA
G1M	20,0±1,49aB	18,9±1,40aB	23,5±1,06aA	25,7±1,60aA	25,5±0,45abA
G3M	19,3±1,58aB	18,4±2,88aB	22,6±2,50aA	24,6±1,31aA	23,8±1,41bA

Médias seguidas por diferentes letras minúsculas em cada coluna e maiúsculas em cada linha diferem significativamente pelo teste de Tukey ( $p < .05$ ).

## 6. DISCUSSÃO

O termo dureza é difícil de ser conceituado e, de fato, não existe definição específica para tal propriedade. Em mineralogia, a dureza relativa de um material baseia-se na sua capacidade de resistir ao riscamento. Em metalurgia e na maioria das outras áreas, o conceito melhor aceito relaciona-se à resistência do material à penetração (Anusavice, 1998). Portanto, a dureza de um material é determinada a partir da realização de testes padronizados que promovam a penetração de uma ponta no interior do material, em aparelhos chamados durômetros. A utilização dessa nomenclatura para expressar a impressão clínica de maior resistência ao desgaste caracteriza desta forma, um erro semântico.

Embora alguns estudos de dureza tenham utilizado a unidade Vickers para análise da dureza de dentes artificiais (Kawano *et al.*, 2002; Pavarina *et al.*, 2003b), a mensuração mais adequada para o estudo de materiais poliméricos é a dureza Knoop (Whitman *et al.*, 1987; Abe *et al.*, 1997; Anusavice, 1998; Abe *et al.*, 2001; Suzuki, 2004).

Os testes de microdureza de superfície Vickers e Knoop utilizam cargas inferiores a 1 kgf e permitem a mensuração da dureza em pequenas regiões de objetos muito finos, sendo a primeira indicada para o estudo de materiais friáveis e a segunda para os materiais poliméricos. A indicação da dureza Knoop para os polímeros deve-se ao fato de que a diagonal do losango mensurada para a determinação do valor de dureza (diagonal de maior comprimento) permanece livre de alterações dimensionais, ao passo que a recuperação elástica e as alterações dimensionais ocorrem ao longo da diagonal mais curta. Portanto o valor da dureza Knoop virtualmente independe da ductibilidade do material testado devido à ação de rasgamento promovida ao longo da diagonal maior do losango, diferentemente do que ocorre com a impressão quadrangular da dureza Vickers, na qual há deformação elástica de forma similar em ambas as diagonais do quadrado impresso na superfície do material. Além disso, o uso da dureza Vickers é mais adequado para materiais friáveis e não poliméricos (Anusavice, 1998).

Os dentes artificiais apresentam uma camada superficial mais dura em relação ao núcleo dentário, de forma similar ao que ocorre nos dentes naturais onde o esmalte possui dureza maior que a dentina. Entretanto, os fabricantes de dentes artificiais não confirmam essa hipótese, alegando utilizar o mesmo material para a fabricação de todo corpo dentário, ainda que sejam realizadas várias prensagens durante a polimerização dos dentes em busca de resultados estéticos mais satisfatórios.

Segundo Ogle *et al.* (1985), o principal avanço na produção dos dentes plásticos ocorreu com o advento dos agentes de ligação cruzada (*cross-link*) na década de 50, o que minimizou o problema das micro-rachaduras do material. A ligação cruzada provê a formação de pontes entre as macromoléculas retilíneas de forma tridimensional, fato que melhora a resistência, a solubilidade e a sorção de água da resina. Os fabricantes de dentes artificiais usam o método da ligação cruzada, tanto para aumentar a resistência dos dentes à ação de solventes, bem como para que suportem as tensões superficiais.

A análise de variância para os fatores tratamento, dente e interação (Tabela 1) mostrou que houve diferença significativa para tratamentos e dentes. Entretanto, a interação entre eles não foi significativa.

Houve diferença significativa entre médias de dureza apenas quando o tratamento G3M foi comparado com os demais, exceto para o G1M. O grupo controle (GC) e os tratamentos G1G, G3G, G1H, G3H e G1M foram estatisticamente similares. Assim, a dureza dos dentes desinfetados por micro-ondas foi menor que a promovida pela desinfecção química. Entretanto, houve similaridade estatística entre os resultados mostrados por G1M e G3M com diferentes ciclos de desinfecção por micro-ondas. Esses resultados confirmam as observações de Campanha *et al.* (2005) quando verificaram diminuição na dureza de dentes de resina acrílica desinfetados por energia de micro-ondas (650W por seis minutos, imersos em 200 ml de água destilada).

Entretanto, a desinfecção química com as duas soluções desinfetantes não alterou significativamente a dureza de superfície dos dentes, mesmo quando submetidos a três tratamentos de desinfecção (Tabela 2). De maneira similar, o trabalho de Pavarina *et al.* (2003b), não mostrou diferença estatisticamente significativa entre os tipos de dentes e as soluções desinfetantes. Por outro lado, o estudo de Nogueira *et al.* (2002), analisando a dureza de dentes artificiais de resina acrílica submetidos a diferentes agentes de limpeza, mostrou redução significativa da dureza de superfície de dentes artificiais pelo método Vickers, no tempo imediato e depois de seis meses de armazenagem nas soluções.

A água é um fator que possivelmente pode interferir nas propriedades mecânicas dos polímeros produzindo um efeito plastificante (Von Frahofer, 1975; Phoenix, 2003). Estudo anterior mostrou que a imersão em água por um período de 90 dias diminuiu a dureza Vickers de duas marcas de dentes de resina acrílica estudadas (Pavarina *et al.*, 2003b). De acordo com Whitman *et al.* (1987), dentes armazenados em água (resina acrílica convencional, resina IPN ou Isosit) apresentam valores estatísticos similares de dureza inicial e final, ou seja, não houve amolecimento dos diferentes tipos de materiais usados na confecção dos dentes. Baseado nesse estudo é possível supor que a armazenagem dos dentes em água em temperatura ambiente efetuada no intervalo entre os ciclos de desinfecção também não interferiu na dureza dos dentes.

Por outro lado, o aumento da temperatura acelera a absorção de água pelos polímeros (Craig *et al.*, 2001). Considerando que a dureza dos dentes submetidos à desinfecção por micro-ondas foi estatisticamente menor que dos submetidos à desinfecção química, é possível supor que a combinação de água e aumento da temperatura durante a desinfecção por micro-ondas possa ser um fator que afetaria a dureza dos dentes de resina acrílica.

Analisando o fator dente independente do tratamento realizado (Tabela 3), pode-se observar que houve diferença estatística significativa entre Biocler e os dentes Magister, New Ace e Biotone. Trilux apresentou semelhança estatística

com Biotone e Biocler e diferença estatística com Magister e New Ace. A diferença de dureza entre os dentes pode ser devido à diferença de composição química entre os dentes (Arima *et al.*, 1995). É possível que esse fato seja atribuído à diferença de componentes de ligação cruzada existente nas diferentes marcas comerciais dos dentes estudados. A ligação cruzada é um artifício para aumentar as propriedades mecânicas de materiais à base de resina (Memon *et al.*, 2001; Cruz *et al.*, 2009). Por analogia, tipos e quantidades de diferentes componentes de ligação cruzada adicionados à resina acrílica utilizada na confecção de dentes podem alterar o nível de dureza e promover diferenças entre os dentes de diversos fabricantes.

Outra consideração a ser feita baseia-se no fato que o dente Trilux apresentou média de dureza estatisticamente semelhante a dos Biocler e Biotone, ambos dentes com dupla prensagem e ligação cruzada. O Trilux caracteriza-se por apresentar tripla prensagem e ligação cruzada. Deve-se lembrar que a nomenclatura “ligação cruzada” é um termo descritivo da composição do dente e não indica o número ou tipo exato de ligações químicas covalentes presentes na estrutura polimérica. Assim, refere-se apenas à presença de ligações cruzadas no interior do material. Porém, a dureza do dente Trilux foi diferente estatisticamente dos dentes Magister que se apresenta com quatro camadas e do New Ace com dupla camada, contendo ainda na composição carbono e óxido férrico. É possível que o fator número de prensagem do dente seja tão ou mais importante que a ligação cruzada, principalmente pela ausência de monômero residual. Para entendimento dessa suposição, novos estudos são necessários para verificar a dureza quando se considera a composição da resina e número de prensagem do dente.

Na interação dente-tratamento (Tabela 4), quando se compara cada dente nos diversos tratamentos houve diferença estatística significativa apenas no dente Magister, onde G3M foi diferente estatisticamente dos GC, G1G e G3G, enquanto G1H, G3H e G1M foram similares entre si e não diferiram dos demais

tratamentos. Pode-se supor que a quantidade de prensagem da resina acrílica para a confecção do dente Magister tenha sido a responsável pelos diferentes efeitos da desinfecção. Essa suposição fica mais evidente quando se compara a diferença estatística entre G3M (menor dureza) e GC, G1G e G3G (maiores durezas), ou seja, a influência negativa sobre a dureza de superfície dos dentes sob efeito de três ciclos de desinfecção por micro-ondas. Pode-se inferir que o ciclo com três desinfecções promoveu maior amolecimento da camada superficial do dente quando comparado com os demais tratamentos. Por outro lado, quando se compara os dentes em relação a cada tratamento nota-se, de maneira geral, que os dentes New Ace e Magister apresentaram os maiores valores de dureza. É provável que esses resultados tenham ocorrido com esses dentes comerciais devido ao fato que, segundo os fabricantes, Magister possui quatro camadas de prensagem e New Ace duas camadas contendo carbono e óxido de ferro, o que lhes confere maior dureza.

Dada a complexidade dos efeitos das desinfecções químicas e por energia de micro-ondas sobre a dureza de superfície das diferentes marcas comerciais de dentes para prótese, seria conveniente estabelecer estudos futuros com a intenção de verificar outras variáveis sobre o assunto. Esses estudos deveriam verificar a correlação entre dureza e desgaste e também a influência dessas desinfecções sobre a cor dos dentes.

## 7. CONCLUSÃO

Considerando a metodologia adotada neste estudo *in vitro* e de acordo com a análise e discussão dos resultados, as seguintes conclusões podem ser delineadas:

- 1- Independente do fator dente, o menor valor de dureza foi verificado no G3M com diferença estatística significativa quando comparado com GC, G1G, G3G, G1H e G3H, enquanto G1M foi similar aos demais.
- 2- Independente do fator tratamento, o valor de dureza do Biocler foi estatisticamente menor que dos Magister, New Ace e Biotone; o Trilux apresentou valor de dureza similar aos Biotone e Biocler.
- 3- No Magister, G3M reduziu o valor de dureza quando comparado aos GC, G1G e G3G. Os G1M e G3M mostraram maiores valores de dureza para o New Ace, Magister e Biotone, enquanto GC, G1G, G3G, G1H e G3H para New Ace e Magister.

## REFERÊNCIAS\*

1. Abe Y, Sato Y; Akagawa Y; Ohkawa S. An in vitro study of high strength resin posterior denture tooth wear. *Int J Prosthodont.* 1997; 10(1): 28-34.
2. Abe Y, Sato Y, Taji T, Akagawa Y, Lambrechts P, Vanherle G. An in vitro wear study of posterior denture tooth materials on human enamel. *J Oral Rehabil.* 2001; 28(5): 407-12.
3. Anusavice KJ. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In: Phillips: *Materiais dentários.* 10. ed. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan; 1998. p. 40-1.
4. Appelbaum M. Theories of posterior tooth selection: porcelain versus acrylic. *Dent Clin N Amer.* 1984; 28 (2): 299-306.
5. Arima T, Murata H, Hamada T. Properties of highly cross-linked autopolymerizing reline acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(1): 55-59.
6. Banting DW, Hill, SA. Microwave disinfection of dentures for the treatment of oral candidiasis. *Spec Care Dentist,* 2001; 21(1): 4-8.
7. Barnabe W, Mendonça Neto T, Pimenta FC, Pegoraro LF, Scolaro JM. 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.* 2004; 31(5): 453-9.
8. Baysan A, Whiley R, Wright PS. Use of microwave energy to disinfect a long-term soft lining material contaminated with *Candida albicans* or *Staphylococcus aureus*. *J Prosthet Dent.* 1998; 79: 454-8.
9. Beall JR. Wear of acrylic resin teeth. *J Am Dent Assoc.* 1943; 30: 252-6.
10. Boddicker VS. Abrasion tests for artificial teeth. *J Am Dent Assoc.* 1947; 35(1): 793-7.
11. Budtz-Jorgensen, E. Materials and methods for cleaning dentures. *J Prosthet Dent.* 1979; 42(6): 619-23.

\*De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline.

12. Campanha NH ; Pavarina A C ; Vergani C E; Machado A L. Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(5): 483-7.
13. Chau VB, Saunders TR, Pimsler M, Elfring DR. In-depth disinfection of acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1995;74: 309-13.
14. Consani RLX, Lira AF, Mesquita MF, Consani S. Linear dimensional change in acrylic resin disinfected by microwave energy. *Cienc Odontol Bras.* 2006; 9(2): 34-9.
15. Consani RLX, Mesquita MF, Nobilo MAA, Henriques GEP. Influence of simulated microwave disinfection on complete denture base adaptation using different flask closure methods. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 173-8.
16. Consani RLX, Vieira EB, Mesquita MF, Mendes WB, Arioli-Filho JN. Effect of microwave disinfection on physical and mechanical properties of acrylic resins. *Braz Dent J.* 2008; 19: 348-53.
17. Consani RLX, Iwasaki RY, Mesquita MF, Mendes WB, Consani S. Effect of repeated simulated disinfections by microwave energy on the complete denture base adaptation. *Open Dent J.* 2008; 2: 61-6.
18. Consani RLX, Azevedo DD, Mesquita MF; Mendes WB, Saquy PC. Effect of Repeated Disinfections by Microwave Energy on the Physical and Mechanical Properties of Denture Base Acrylic Resins. *Braz Dent J.* 2009; 20(2): 132-7.
19. Cornell JA, Jordan JS, Ellis S, Rose EE. A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth. *J Am Dent Assoc.* 1957; 54: 608-14.
20. Cruz Perez LE, Machado AL, Canevarolo SV, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC. Effect of reline material and denture base surface treatment on the impact strength of a denture base acrylic resin. *Gerodontology* 2009. Mar 31. [Epub ahead of print].
21. Engelhardt, J.P. The microbial decomposition of dental resins and its importance to the microbial balance of the oral cavity. *Int Dent J.* 1974; 24(3): 376-86.
22. Ghalichebaf M, Graser GN; Zander HA. The efficacy of denture-cleansing agents. *J Prosthet Dent.* 1982; 48(5): 515-20.

23. Harrison A; Huggett R Measuring the rate of wear of artificial teeth in complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1975; 33(6): 615-9.
24. Harrison A. Clinical results of the measurement of occlusal wear of complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1976; 35(5): 504-11.
25. Henderson CW, Schwartz RS, Herbold ET, Mayhew RB. Evaluation of the barrier system, an infection control system for the dental laboratory. *J Prosthet Dent.* 1987; 58(4): 517-21.
26. Jooste CH; Geerts GA; Grobler SR. Correlation between hardness and clinical abrasion resistance of denture teeth. [abstract 23]. *J Dent Res.* 1996; 75(5): 1308.
27. Kahn RC, Lancaster MV, Kate W. The microbiologic cross-contamination of dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 1982; 47(5): 556-9.
28. Katberg, JW. Cross-contamination via the prosthodontic laboratory. *J Prosthet Dent.* 1974; 32(4): 412-9.
29. Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Mizuno I, Hasegawa MS. Shock absorbability and hardness of commercially available denture teeth. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(3): 243- 7.
30. Larato DC. Disinfection of pumice. *J Prosthet Dent.* 1967; 18(6): 534-5,
31. Lindquist TJ; Ogle RE; Davis EL. Twelve month results of a clinical wear study of three artificial tooth materials. *J Prosthet Dent.* 1995; 74(2): 156-61.
32. Memon MS, Yunus N, Razak AA. Some mechanical properties of a highly cross-linked, microwave polymerized, injection-molded denture base polymer. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(3): 214-218.
33. Neisser, MP; Olivieri, KAN. Avaliação da resistência ao impacto e dureza de resinas acrílicas termicamente ativadas para base de próteses totais/ Evaluation of impact resistance and hardness of the acrylic resins activated by heat of denture base. *Rev Fac Odontol Sao Jose Dos Campos.* 2001; 4(2): 35-42.
34. Nishii, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dental Univ.* 1968; 2: 23-40.
35. Nogueira, CM et al. Effects of denture cleanser agents upon artificial teeth hardness. *J. Dent Res*, v.81, (sp issue): pB179, Dec. 2002.

36. Ogle RE, David LJ, Ortman, HR. Clinical wear study of a new tooth material II. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1985; 54(1): 67-75.
37. O'Brien, WJ. *Dental Materials and their Selection*. 2. ed. Chicago: Quintessence Publishing, 1997. p 79.
38. Pavan S, Arioli Filho JN, Santos PH, Mollo FA Jr. Effect of microwave treatments on dimensional accuracy of maxillary acrylic resin denture base. *Braz Dent J*. 2005; 16(2): 119-123.
39. Pavarina AC, Pizzolitto† AC, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET. An infection control protocol: effectiveness of immersion solutions to reduce the microbial growth on dental prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003; 30: 532–6.
40. Pavarina A C, Vergani C E, Machado AL, Giampaolo ET , Teraoka MT. The effect of disinfectant solutions on the hardness of acrylic resin denture teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003; 30(7): 749–52.
41. Pavarina AC, Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE. Effects of chemical disinfectants on the transverse strength of denture base acrylic resins. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003; 30(11): 1085–1089.
42. Polyzois GL, Zissis AJ, Yannikakis SA. The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic denture resin. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 150-4.
43. Posti JJ. Bacterial contamination between the dental surgery and the dental laboratory. *Suom Hammaslaak Toim*. 1970; 66(2): 49-55.
44. Raab, FJ; Taylor, CA; Bucher, JA; Mann, BL. Scanning electron microscopic examination of ultrasonic and effervescent methods of surface contaminant removal from complete dentures. *J Prosth Dent*. 1991; 65(2): 255-8.
45. Reis, KR. Análise da microdureza superficial Knoop e da resistência ao desgaste de dentes artificiais de resina acrílica [dissertação]. Faculdade de Odontologia de Bauru: Universidade de São Paulo (USP); 2005.
46. Ribeiro DG, Pavarina AC, Dovigo LN, Spolidorio DM, Giampaolo ET, Vergani CE. Denture disinfection by microwave irradiation: a randomized clinical study. *J Dent*. 2009 May 3. [Epub ahead of print - doi:10.1016/j.jdent.2009.04.009].
47. Rohrer, MD , Bulard, RA. Microwave sterilization. *JADA*. 1985; 110: 194-98.

48. Sanitá PV, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Machado AL. Growth of *Candida* species on complete dentures: effect of microwave disinfection. *Mycoses*. 2009; 52: 154-160.
49. Shen, C; Javid, NS; Collaizi, FA. The effect of glutaraldehyde base disinfectants on denture base resins. *J Prosthet Dent*. 1989; 61(5):583-9.
50. Suzuki, S. In vitro wear of nano composite denture teeth. *J Prosthodont*. 2004; 13(4): 238-43.
51. Tuazon, CU. Gram-positive pneumonias. *Med Clin North Am*. 1980; 64(3): 343-61.
52. Von FRAUNHOFER, JA; Razavi, BSR; Khan, Z. Wear characteristics of high strength denture teeth. *J Prosthet Dent*. 1988; 59(2): 173-5.
53. Wakefield, C.W. Laboratory contamination of dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 1980; 44(2): 143-6.
54. Whitman, DJ; McKinney, JE; Hinman, RW; Hesby, RA; Pelleu, GB Jr. In vitro wear rates of three types of commercial denture tooth materials. *J Prosthet Dent*. 1987; 57(2): 243-6.
55. Williams, HN, Falkler, WA, Jr., Hasler, JF, Libonati, JP. The recovery and significance of nonoral opportunistic pathogenic bacteria in dental laboratory pumice. *J. Prosthet. Dent*. 1985; 54(5): 725-30.
56. Witt S; Hart P. Cross-infection hazards associated with the use of pumice in dental laboratories. *J Dent*. 1990; 18(5): 281-3.
57. Wrinkler S; Monasky GE; Kwok J. Laboratory wear investigation of resin posterior denture teeth. *J Prosthet Dent*. 1992; 67(6): 812-14.

## APÊNDICE

1. Valores originais da mensuração dureza superficial de todas as marcas avaliadas antes e após a os tratamentos de desinfecção.

### GRUPO – Controle

MARCA	CP1			CP2			CP3			CP4			CP5			MÉDIA
		µm	HK	HK												
TRILUX	L1	176,94	22,7	L1	183,93	21	L1	169,52	24,7	L1	181,79	21,5	L1	177,41	22,6	
	L2	178,07	22,4	L2	178,92	22,2	L2	185,46	20,6	L2	179,07	22,1	L2	181,23	21,6	
	L3	175,95	22,9	L3	173,13	23,7	L3	179,22	22,1	L3	177,75	22,5	L3	180,87	21,7	
	MV		22,7	MV		22,3	MV		22	MV		22	MV		22	<b>22,3</b>
	DP	0,25		DP	1,35		DP	0,5		DP	0,5		DP	0,55		
	CV	1,11		CV	6,07		CV	2,28		CV	2,28		CV	2,51		
BIOCLER	L1	185,3	20,7	L1	187,43	20,2	L1	186,57	20,4	L1	189,22	19,8	L1	180,95	21,7	
	L2	193,17	19	L2	184,19	20,9	L2	188,01	20,1	L2	190,7	19,5	L2	188,1	20,1	
	L3	184,71	20,8	L3	189,74	19,7	L3	186,73	20,4	L3	192,44	19,2	L3	192,32	18	
	MV		20,2	MV		20,3	MV		20,3	MV		19,5	MV		19,9	<b>20,04</b>
	DP	1,01		DP	0,6		DP	0,17		DP	0,3		DP	1,86		
	CV	5,02		CV	2,92		CV	0,85		CV	1,54		CV	9,31		
BIOTONE	L1	178,4	22,3	L1	167,72	25,2	L1	167,82	25,2	L1	165,94	25,8	L1	175,46	23,1	
	L2	175,76	23	L2	167,87	25,2	L2	167,4	25,3	L2	167,56	25,3	L2	171,98	24	
	L3	174,19	23,4	L3	169,79	24,6	L3	165,04	26,1	L3	168,04	25,1	L3	168,91	24,9	
	MV		22,9	MV		25	MV		25,5	MV		25,4	MV		24	<b>24,56</b>
	DP	0,56		DP	0,35		DP	0,49		DP	0,76		DP	0,39		
	CV	2,43		CV	1,39		CV	1,93		CV	1,42		CV	3,75		
NEW ACE	L1	162,7	26,8	L1	168,69	25	L1	166,81	25,5	L1	166,01	25,8	L1	166,48	25,6	
	L2	164,78	26,2	L2	162,61	26,9	L2	163,89	26,4	L2	163,15	26,7	L2	166,73	25,5	
	L3	164,72	26,2	L3	161,57	27,2	L3	167,21	25,4	L3	163,37	26,6	L3	166,58	25,6	
	MV		26,4	MV		26,4	MV		25,8	MV		26,4	MV		25,6	<b>26,12</b>
	DP	0,35		DP	1,19		DP	0,55		DP	0,49		DP	0,06		
	CV	1,31		CV	4,52		CV	1,14		CV	1,87		CV	0,23		
MAGISTER	L1	159,7	27,8	L1	161,51	27,2	L1	158,02	28,4	L1	163,28	26,6	L1	162,64	26,8	
	L2	161,2	27,3	L2	162,88	26,8	L2	160,23	27,7	L2	163,91	26,4	L2	163,28	26,6	
	L3	159,41	27,9	L3	163,27	26,6	L3	163,61	26,5	L3	160,69	27,5	L3	162,87	26,8	
	MV		27,7	MV		26,9	MV		27,5	MV		26,8	MV		26,7	<b>27,12</b>
	DP	0,32		DP	0,31		DP	0,96		DP	0,59		DP	0,12		
	CV	1,16		CV	1,14		CV	3,49		CV	2,18		CV	0,43		

2. Desinfecção química com solução de glutaraldeído 2% ( 1 tratamento)

MARCA	CP1			CP2			CP3			CP4			CP5			MÉDIA
		µm	HK	HK												
TRILUX	L1	181,99	21,4	L1	174,84	23,2	L1	168,46	25	L1	171,39	24,2	L1	184,18	20,9	
	L2	181,32	21,6	L2	176,76	22,7	L2	166,51	25,6	L2	177,71	22,5	L2	185,55	20,6	
	L3	191,34	19,4	L3	173,06	23,7	L3	164,1	26,4	L3	189,81	19,7	L3	188,85	19,9	
	MV		20,8	MV		23,2	MV		25,7	MV		22,1	MV		20,5	<b>22,46</b>
	DP	1,22		DP	0,5		DP	0,7		DP	2,27		DP	0,51		
	CV	5,85		CV	2,16		CV	2,74		CV	10,27		CV	2,51		
BIOCLER	L1	199,31	17,9	L1	194,56	18,7	L1	205,96	16,7	L1	176,17	22,9	L1	180,12	21,9	
	L2	187,68	20,2	L2	198,95	17,9	L2	202,94	17,2	L2	170,8	24,3	L2	173,7	23,5	
	L3	190,56	19,5	L3	204,39	17	L3	203,93	17,1	L3	171,38	24,2	L3	188,78	19,9	
	MV		19,2	MV		17,9	MV		17	MV		23,8	MV		21,8	<b>19,94</b>
	DP	1,18		DP	0,85		DP	0,26		DP	0,78		DP	1,8		
	CV	6,14		CV	4,76		CV	1,56		CV	3,28		CV	8,29		
BIOTONE	L1	175,67	23	L1	164,34	26,3	L1	180,94	21,7	L1	165,69	25,9	L1	177,15	22,6	
	L2	169,99	24,6	L2	166,91	25,5	L2	178,13	22,4	L2	170,47	24,4	L2	178,48	22,3	
	L3	170,8	24,3	L3	165,88	25,8	L3	187,44	20,2	L3	174,82	23,2	L3	175,72	23	
	MV		24	MV		25,9	MV		21,4	MV		24,5	MV		22,6	<b>23,68</b>
	DP	0,85		DP	0,4		DP	1,12		DP	1,35		DP	0,35		
	CV	3,55		CV	1,56		CV	5,24		CV	5,52		CV	1,55		
NEW ACE	L1	162,73	26,8	L1	167,85	25,2	L1	163,04	26,7	L1	160,11	27,7	L1	161,06	27,4	
	L2	163,99	26,4	L2	163,78	26,5	L2	163,84	26,5	L2	160,54	27,6	L2	162,87	26,8	
	L3	160,95	27,4	L3	162,82	26,8	L3	162,01	27,1	L3	163,21	26,7	L3	165,12	26	
	MV		26,9	MV		26,2	MV		26,8	MV		27,3	MV		26,7	<b>26,78</b>
	DP	0,5		DP	0,85		DP	0,31		DP	0,55		DP	0,7		
	CV	1,87		CV	3,25		CV	1,14		CV	2,01		CV	2,63		
MAGISTER	L1	160,76	27,5	L1	158,23	28,4	L1	160,23	27,7	L1	168,77	24,9	L1	155,43	29,4	
	L2	161,43	27,3	L2	151,02	31,1	L2	161	27,4	L2	165,94	25,8	L2	158,75	28,2	
	L3	157,87	28,5	L3	161,99	27,1	L3	156,86	28,9	L3	163,27	26,6	L3	158,96	28,1	
	MV		27,8	MV		28,9	MV		28	MV		25,8	MV		28,6	<b>27,82</b>
	DP	0,64		DP	2,04		DP	0,79		DP	0,85		DP	0,72		
	CV	2,32		CV	7,07		CV	2,83		CV	3,3		CV	2,53		

### 3. Desinfecção química com solução de glutaraldeído 2% (3 tratamentos)

MARCA	CP1			CP2			CP3			CP4			CP5			MÉDIA	
		µm	HK	HK													
TRILUX	L1	179,09	22,1	L1	175,86	23	L1	172,49	23,9	L1	186,13	20,5	L1	177,81	22,5		
	L2	181,96	21,4	L2	171,79	24,1	L2	171,72	24,1	L2	189,54	19,8	L2	177,44	24,2		
	L3	189,87	19,7	L3	173,19	23,7	L3	172,09	24	L3	182,49	21,3	L3	179,72	22		
	MV		21,1	MV		23,6	MV		24	MV		20,5	MV		22,9		<b>22,42</b>
	DP	1,23		DP	0,56		DP	0,1		DP	0,75		DP	1,15			
CV	5,86		CV	2,36		CV	0,42		CV	3,66		CV	5,04				
BIOCLER	L1	182,85	21,2	L1	182,9	21,2	L1	181,59	21,5	L1	190,14	19,6	L1	187,62	20,2		
	L2	183,52	21,1	L2	180,93	21,7	L2	185,62	20,6	L2	187,56	20,2	L2	182,14	21,4		
	L3	187,81	21,1	L3	181,44	21,6	L3	181,26	21,6	L3	181,79	21,5	L3	180,67	21,7		
	MV		20,8	MV		21,5	MV		21,2	MV		20,4	MV		21,1		<b>21</b>
	DP	0,61		DP	0,26		DP	0,55		DP	0,97		DP	0,79			
CV	2,92		CV	1,23		CV	2,59		CV	4,75		CV	3,76				
BIOTONE	L1	175,34	23,1	L1	180,66	21,7	L1	169,6	24,7	L1	183,69	21	L1	185,74	20,6		
	L2	174,32	23,4	L2	182,6	21,3	L2	167,97	25,2	L2	188,7	19,9	L2	176,65	22,8		
	L3	175,57	23	L3	179,25	22,1	L3	167,79	25,2	L3	184,09	20,9	L3	177,43	22,6		
	MV		23,2	MV		21,7	MV		25	MV		20,6	MV		22		<b>22,46</b>
	DP	0,21		DP	0,4		DP	0,29		DP	0,61		DP	1,22			
CV	0,9		CV	1,84		CV	1,15		CV	2,95		CV	5,53				
NEW ACE	L1	159,83	27,8	L1	170,96	24,3	L1	154,93	29,6	L1	161,86	27,1	L1	166,18	25,7		
	L2	163,13	26,7	L2	166,51	25,6	L2	153,3	30,2	L2	163,27	26,6	L2	176,83	22,7		
	L3	163,46	26,6	L3	169	24,9	L3	155,55	29,4	L3	156,28	29,1	L3	170,22	24,5		
	MV		27	MV		24,9	MV		29,7	MV		27,6	MV		24,3		<b>26,7</b>
	DP	0,67		DP	0,65		DP	0,42		DP	1,32		DP	1,51			
CV	2,46		CV	2,61		CV	1,4		CV	4,79		CV	6,21				
MAGISTER	L1	157,1	28,8	L1	163,42	26,6	L1	160,38	27,6	L1	159,77	27,8	L1	161,08	27,4		
	L2	156,9	28,9	L2	161,88	27,1	L2	160,93	27,4	L2	160,89	27,4	L2	161,65	27,2		
	L3	157,89	28,5	L3	158,2	28,4	L3	161,33	27,3	L3	161,15	27,3	L3	163,4	27,1		
	MV		28,7	MV		27,4	MV		27,4	MV		27,5	MV				<b>27,62</b>
	DP	0,21		DP	0,93		DP	0,15		DP	0,26		DP	0,36			
CV	0,72		CV	3,4		CV	0,56		CV	0,96		CV	1,33				

4. Desinfecção química com solução de hipoclorito 1% (1 tratamento)

MARCA	CP1			CP2			CP3			CP4			CP5			MÉDIA
		μm	HK		μm	HK	HK									
TRILUX	L1	182,87	21,2	L1	185,13	20,7	L1	171,51	24,1	L1	188,25	20	L1	171,39	24,2	<b>22</b>
	L2	177,8	22,5	L2	180,31	21,8	L2	176,56	22,8	L2	187,94	20,1	L2	175,25	23,1	
	L3	181,81	21,5	L3	187,05	20,3	L3	173,25	23,7	L3	178,48	22,3	L3	182,95	21,3	
	MV		21,7	MV		20,9	MV		23,5	MV		20,8	MV		22,9	
	DP	0,68		DP	0,78		DP	0,67		DP	1,3		DP	1,46		
	CV	3,13		CV	3,71		CV	2,83		CV	6,25		CV	6,4		
BIOCLER	L1	194,4	18,8	L1	193,09	19	L1	184,82	20,8	L1	186	20,5	L1	189,72	19,7	<b>19,84</b>
	L2	191,55	19,3	L2	195,35	18,6	L2	184,04	21	L2	195,2	18,5	L2	197,48	12,2	
	L3	182,85	21,2	L3	192,16	19,2	L3	180,03	21,9	L3	188,75	19,9	L3	182,55	21,3	
	MV		19,8	MV		18,9	MV		21,2	MV		19,63	MV		19,7	
	DP	1,27		DP	0,31		DP	0,59		DP			DP	1,55		
	CV	6,41		CV	1,61		CV	2,76		CV			CV	7,86		
BIOTONE	L1	186,71	20,4	L1	168,3	25,1	L1	180,46	21,8	L1	174,62	23,3	L1	187,75	20,1	<b>22,36</b>
	L2	176,8	22,7	L2	167,54	25,3	L2	181,38	21,6	L2	172,59	23,8	L2	177,98	22,4	
	L3	185,07	20,7	L3	174,2	23,4	L3	194,86	18,7	L3	172,75	23,8	L3	178,52	22,3	
	MV		21,3	MV		24,6	MV		20,7	MV		23,6	MV		21,6	
	DP	1,25		DP	1,04		DP	1,73		DP	0,29		DP	1,3		
	CV	5,88		CV	4,24		CV	8,38		CV	1,22		CV	6,02		
NEW ACE	L1	165,94	25,8	L1	163,04	26,7	L1	162,85	26,8	L1	163,2	26,7	L1	167,82	25,2	<b>26,2</b>
	L2	163,71	26,5	L2	164,88	26,1	L2	163,82	26,5	L2	166,35	25,7	L2	163,51	26,6	
	L3	164,87	26,1	L3	163,01	26,7	L3	162,45	26,9	L3	167,02	25,5	L3	167,6	25,3	
	MV			MV		26,5	MV		26,7	MV		26	MV		25,7	
	DP	0,35		DP	0,35		DP	0,21		DP	0,64		DP	0,78		
	CV	1,34		CV	1,31		CV	0,78		CV	2,48		CV	3,04		
MAGISTER	L1	156,92	28,8	L1	164,99	26,1	L1	165,24	26	L1	162,72	26,8	L1	164,12	26,4	<b>26,8</b>
	L2	160,33	27,6	L2	164,53	26,2	L2	158,74	28,2	L2	166,88	25,5	L2	163,04	27,7	
	L3	160,84	27,5	L3	157,56	28,6	L3	169,22	24,8	L3	165,23	26	L3	162,83	26,8	
	MV		28	MV		27	MV		26,3	MV		26,1	MV		26,6	
	DP	0,72		DP	1,42		DP	1,72		DP	0,66		DP	0,21		
	CV	2,59		CV	5,25		CV	6,55		CV	2,51		CV	0,78		

5. Desinfecção química com solução de hipoclorito 1% (3 tratamentos)

MARCA	CP1			CP2			CP3			CP4			CP5			MÉDIA
	L1	μm	HK	HK												
TRILUX	L1	186,7	20,4	L1	181,7	21,5	L1	174,59	23,3	L1	184,73	20,8	L1	179,03	22,1	
	L2	179,71	22	L2	184,44	20,9	L2	182,2	21,4	L2	184,37	20,9	L2	178,72	22,2	
	L3	179,78	22	L3	186,01	20,5	L3	190,94	19,5	L3	174,63	23,3	L3	172,38	23,9	
	MV		21,5	MV		21	MV		21,4	MV		21,7	MV		22,7	<b>21,66</b>
	DP	0,92		DP	0,5		DP	0,35		DP	1,42		DP	1,01		
CV	4,3		CV	2,4		CV	1,5		CV	6,53		CV	4,45			
BIOCLER	L1	236,34	12,7	L1	183,16	21,2	L1	178,29	22,3	L1	169,75	24,6	L1	203,29	17,2	
	L2	228,79	13,5	L2	182,23	21,4	L2	175,93	22,9	L2	170,1	24,5	L2	202,48	17,3	
	L3	238,07	12,5	L3	184,9	20,8	L3	173,68	23,5	L3	168,1	25,1	L3	209,39	16,2	
	MV		12,9	MV		21,1	MV		23,1	MV		24,7	MV		16,9	<b>19,74</b>
	DP	0,53		DP	0,31		DP	0,35		DP	0,32		DP	0,61		
CV	4,1		CV	1,45		CV	1,5		CV	1,3		CV	3,6			
BIOTONE	L1	186,29	20,5	L1	176,45	22,8	L1	182,6	21,3	L1	172,38	23,9	L1	176,94	22,7	
	L2	181,89	21,5	L2	178,7	22,2	L2	186,86	20,3	L2	170,96	24,3	L2	179,96	21,9	
	L3	179,69	22	L3	179,53	22	L3	185,07	20,7	L3	169,72	24,6	L3	174,09	23,4	
	MV		21,3	MV		22,3	MV		20,8	MV		24,3	MV		22,7	<b>22,28</b>
	DP	0,76		DP	0,42		DP	0,5		DP	0,35		DP	0,75		
CV	3,58		CV	1,86		CV	2,42		CV	1,45		CV	3,31			
NEW ACE	L1	160,79	27,5	L1	174,74	23,3	L1	161,61	27,2	L1	156,82	28,9	L1	163,9	26,4	
	L2	171,75	24,1	L2	174,01	23,4	L2	162,06	27	L2	163,02	26,7	L2	165,02	26,1	
	L3	161,95	27,1	L3	169,21	24,8	L3	160,76	27,5	L3	159,23	28	L3	165,59	25,9	
	MV		26,2	MV		23,8	MV		27,2	MV		27,9	MV		26,1	<b>26,24</b>
	DP	1,86		DP	0,84		DP	0,25		DP	1,11		DP	0,25		
CV	7,08		CV	3,52		CV	0,92		CV	3,97		CV	0,96			
MAGISTER	L1	159,89	27,8	L1	163,69	26,5	L1	162,92	26,8	L1	165,07	26,1	L1	168,22	25,1	
	L2	160,22	27,7	L2	162,86	26,8	L2	168,14	25,1	L2	169,86	24,6	L2	164,01	26,4	
	L3	156,19	29,1	L3	165,18	26	L3	159,99	27,7	L3	169,83	24,6	L3	168,23	25,1	
	MV		28,2	MV		26,4	MV		26,5	MV		25,1	MV		25,5	<b>26,34</b>
	DP	0,78		DP	0,4		DP	1,32		DP	0,87		DP	0,75		
CV	2,77		CV	1,53		CV	4,98		CV	3,45		CV	2,94			

6. Desinfecção por energia de micro-ondas (1 tratamento)

MARCA	CP1			CP2			CP3			CP4			CP5			MÉDIA
		μm	HK	HK												
TRILUX	L1	189,12	19,8	L1	190,25	19,6	L1	185,16	20,7	L1	181,27	21,6	L1	199,03	17,9	
	L2	189,42	19,8	L2	196,93	18,3	L2	186,66	20,4	L2	179,26	22,1	L2	198,19	18,1	
	L3	180,87	21,7	L3	197,71	18,2	L3	183,37	21,1	L3	178,94	22,2	L3	192,91	19,1	
	MV		20,4	MV		18,7	MV		20,7	MV		22	MV		18,4	<b>20,04</b>
	DP	1,1		DP	0,78		DP	0,35		DP	0,32		DP	0,64		
	CV	5,37		CV	4,18		CV	1,69		CV	1,46		CV	3,3		
BIOCLER	L1	191,3	19,4	L1	192,58	19,1	L1	209,77	16,1	L1	187,76	20,1	L1	192,73	19,1	
	L2	195,59	18,5	L2	191,26	19,4	L2	202,47	17,3	L2	181,26	21,6	L2	189,93	19,7	
	L3	192,89	19,1	L3	194,68	18,7	L3	206,8	16,6	L3	187,96	20,1	L3	192,78	19,1	
	MV		19	MV		19,1	MV		16,7	MV		20,6	MV		19,3	<b>18,94</b>
	DP	0,46		DP	0,35		DP	0,6		DP	0,87		DP	0,35		
	CV	2,41		CV	1,84		CV	3,62		CV	4,2		CV	1,79		
BIOTONE	L1	168,41	25	L1	176,02	22,9	L1	168,27	25,1	L1	182,16	21,4	L1	179,73	22	
	L2	168,04	25,1	L2	174,84	23,2	L2	176,16	22,9	L2	177,06	22,6	L2	167,03	25,5	
	L3	166,31	25,7	L3	173,22	23,7	L3	175,58	23	L3	174,04	23,4	L3	181,42	21,6	
	MV		25,3	MV		23,3	MV		23,7	MV		22,5	MV		23	<b>23,56</b>
	DP	0,38		DP	0,4		DP	1,24		DP	1,01		DP	2,15		
	CV	1,5		CV	1,74		CV	5,25		CV	4,48		CV	9,31		
NEW ACE	L1	165,14	26	L1	171,37	24,2	L1	164,21	26,3	L1	165,87	25,8	L1	160,33	27,6	
	L2	158,08	28,4	L2	171,36	24,2	L2	170,27	24,5	L2	170,57	24,4	L2	159,77	27,8	
	L3	165,96	25,8	L3	176,97	22,7	L3	169,27	24,8	L3	167,23	25,4	L3	158,35	28,3	
	MV		26,7	MV		23,7	MV		25,2	MV		25,2	MV		27,9	<b>25,74</b>
	DP	1,45		DP	0,87		DP	0,96		DP	0,72		DP	0,36		
	CV	5,41		CV	3,65		CV	3,83		CV	2,86		CV	1,29		
MAGISTER	L1	165,84	25,8	L1	168,86	24,9	L1	167,46	25,3	L1	167,97	25,2	L1	163,23	26,7	
	L2	169,82	24,6	L2	168,26	25,1	L2	168,32	25,1	L2	163,01	26,7	L2	172,11	24	
	L3	167,42	25,3	L3	168,79	24,9	L3	165,2	26	L3	165,1	26,1	L3	161,05	27,4	
	MV		25,2	MV		25	MV		25,5	MV		26	MV		26	<b>25,54</b>
	DP	0,6		DP	12		DP	0,47		DP	0,75		DP	1,8		
	CV	2,39		CV	0,46		CV	1,86		CV	2,9		CV	6,9		

7.Desinfecção por energia de micro-ondas (3 tratamentos)

MARCA	CP1			CP2			CP3			CP4			CP5			MÉDIA	
	μm	HK		μm	HK		μm	HK		μm	HK		μm	HK	HK		
TRILUX	L1	191,03	19,4	L1	198,33	18	L1	198,47	18	L1	185,1	20,7	L1	185,29	20,7		
	L2	190,7	19,5	L2	203,92	17,1	L2	197,23	17,2	L2	181,74	21,5	L2	186,05	20,5		
	L3	187,36	20,2	L3	195,99	18,5	L3	197,8	18,1	L3	180,79	21,7	L3	179,99	21,9		
	MV		19,7	MV		17,9	MV		18,1	MV		21,3	MV		21		<b>19,6</b>
	DP	0,44		DP	0,71		DP	0,1		DP	0,53		DP	0,76			
	CV	2,21		CV	3,97		CV	0,55		CV	2,48		CV	3,6			
BIOCLER	L1	216,96	15,1	L1	203,69	17,1	L1	183,97	21	L1	179,37	22,1	L1	209,52	16,2		
	L2	219,51	14,7	L2	194,65	18,7	L2	184,44	20,9	L2	183,43	21,1	L2	202,29	17,3		
	L3	219,36	14,7	L3	193,62	18,9	L3	182,15	21,4	L3	181,55	21,5	L3	206,9	16,6		
	MV		14,8	MV		18,2	MV		21,1	MV		21,6	MV		16,7		<b>18,48</b>
	DP	0,23		DP	0,99		DP	0,26		DP	0,5		DP	0,56			
	CV	1,56		CV	5,41		CV	1,25		CV	2,33		CV	3,33			
BIOTONE	L1	167,44	25,3	L1	177,47	22,5	L1	190,86	19,5	L1	171,99	24	L1	184,87	20,8		
	L2	163,26	26,6	L2	174,02	23,4	L2	191,02	19,4	L2	178,68	22,2	L2	183,11	21,2		
	L3	162,2	27	L3	173,2	23,7	L3	187,97	20,1	L3	178,8	22,2	L3	184,4	20,9		
	MV		26,3	MV		23,2	MV		19,7	MV		22,8	MV		21		<b>22,6</b>
	DP	0,89		DP	0,62		DP	0,38		DP	1,04		DP	0,21			
	CV	3,38		CV	2,69		CV	1,93		CV	4,56		CV	0,99			
NEW ACE	L1	171,66	24,1	L1	176,48	22,8	L1	163,61	26,5	L1	172,96	23,7	L1	163,59	26,5		
	L2	176,18	22,9	L2	171,41	24,2	L2	169,07	24,8	L2	172,91	23,7	L2	164,17	26,3		
	L3	169,26	24,8	L3	173,63	23,6	L3	167,16	25,4	L3	173,88	23,5	L3	163,78	26,5		
	MV		23,9	MV		23,5	MV		25,6	MV		23,6	MV		26,4		<b>24,6</b>
	DP	0,96		DP	0,7		DP	0,86		DP	0,12		DP	0,12			
	CV	4,01		CV	2,98		CV	3,37		CV	0,49		CV	0,44			
MAGISTER	L1	171,83	24	L1	177,06	22,6	L1	177,17	22,6	L1	167,76	25,2	L1	167,9	25,2		
	L2	174,69	23,3	L2	177,67	22,5	L2	172,25	23,9	L2	167,82	25,2	L2	167,49	25,3		
	L3	174,4	23,3	L3	178,37	22,3	L3	182,06	21,4	L3	171,29	24,2	L3	163,04	26,7		
	MV		23,5	MV		22,5	MV		22,6	MV		24,9	MV		25,7		<b>23,84</b>
	DP	0,4		DP	0,15		DP	1,25		DP	0,58		DP	0,84			
	CV	1,72		CV	0,68		CV	5,52		CV	2,32		CV	3,26			

## 8. Médias de dureza superficial

<b>MARCA</b>	<b>Controle</b>	<b>G1M</b>	<b>G3M</b>	<b>G1H</b>	<b>G3H</b>	<b>G1G</b>	<b>G3G</b>
TRILUX	22,3	20,04	19,6	22	21,66	22,48	22,42
BIOCLER	20,04	18,94	18,48	19,84	19,74	19,94	21
BIOTONE	24,6	23,56	22,6	22,36	22,28	23,68	22,46
NEW ACE	26,12	25,74	24,6	26,2	26,24	26,78	26,7
MAGISTER	27,12	25,54	23,84	26,8	26,34	27,82	27,62

\*\*\*\*\*  
 \* SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA \*  
 \* Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado \*  
 \* Tiemi Matsuo \*  
 \* ANALISE DA VARIÁVEL KHN - ARQUIVO: LIGIA \*  
 \*\*\*\*\*

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSÁVEL: RAFAEL CONSANI

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: DUREZA KNOOP

OBSERVAÇÕES NÃO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	TRATAMEN
B	DENTE

QUADRO DA ANALISE DE VARIANCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
TRATAMEN	6	105.7963148	17.6327191	6.6270	0.00003
DENTE	4	1179.5031923	294.8757981	110.8253	0.00001
TRA*DEN	24	51.3151373	2.1381307	0.8036	0.72801
RESIDUO	140	372.5017034	2.6607265		
TOTAL	174	1709.1163479			

MEDIA GERAL = 23.352572

COEFICIENTE DE VARIACAO = 6.985 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	G4G	25	24.136000	24.136000	a	A
2	7	G5G	25	24.052000	24.052000	a	A
3	1	CONTROLE	25	24.008000	24.008000	a	A
4	4	G4H	25	23.432000	23.432000	a	AB
5	6	G5H	25	23.252000	23.252000	a	AB
6	2	G2	25	22.764000	22.764000	ab	AB
7	3	G3	25	21.824000	21.824000	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO  
 D.M.S. 5% = 1.37867 - D.M.S. 1% = 1.62334

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN  
 DENTRO DE TRILUX DO FATOR DENTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	G4G	5	22.459999	22.459999	a	A
2	7	G5G	5	22.420000	22.420000	a	A

3	1	CONTROLE	5	22.200000	22.200000	a	A
4	4	G4H	5	21.959999	21.959999	a	A
5	6	G5H	5	21.660001	21.660001	a	A
6	2	G2	5	20.040001	20.040001	a	A
7	3	G3	5	19.600000	19.600000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN  
DENTRO DE BIOCLER DO FATOR DENTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	7	G5G	5	21.000000	21.000000	a	A
2	1	CONTROLE	5	20.040001	20.040001	a	A
3	5	G4G	5	19.939999	19.939999	a	A
4	4	G4H	5	19.839999	19.839999	a	A
5	6	G5H	5	19.740001	19.740001	a	A
6	2	G2	5	18.939999	18.939999	a	A
7	3	G3	5	18.479999	18.479999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN  
DENTRO DE BIOTONE DO FATOR DENTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	CONTROLE	5	24.560001	24.560001	a	A
2	5	G4G	5	23.680000	23.680000	a	A
3	2	G2	5	23.560001	23.560001	a	A
4	3	G3	5	22.600000	22.600000	a	A
5	7	G5G	5	22.500000	22.500000	a	A
6	4	G4H	5	22.360001	22.360001	a	A
7	6	G5H	5	22.279999	22.279999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN  
DENTRO DE NEW ACE DO FATOR DENTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	G4G	5	26.779999	26.779999	a	A
2	7	G5G	5	26.700000	26.700000	a	A
3	6	G5H	5	26.239999	26.239999	a	A
4	4	G4H	5	26.200000	26.200000	a	A
5	1	CONTROLE	5	26.120001	26.120001	a	A
6	2	G2	5	25.739999	25.739999	a	A
7	3	G3	5	24.600000	24.600000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN  
DENTRO DE MAGISTER DO FATOR DENTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	G4G	5	27.820001	27.820001	a	A
2	7	G5G	5	27.639999	27.639999	a	A
3	1	CONTROLE	5	27.119998	27.119998	a	AB
4	4	G4H	5	26.800000	26.800000	ab	AB
5	6	G5H	5	26.339999	26.339999	ab	AB
6	2	G2	5	25.539999	25.539999	ab	AB
7	3	G3	5	23.839999	23.839999	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 3.08279 - D.M.S. 1% = 3.62991

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	MAGISTER	35	26.442857	26.442857	a	A
2	4	NEW ACE	35	26.054286	26.054286	a	A
3	3	BIOTONE	35	23.077143	23.077143	b	B
4	1	TRILUX	35	21.477143	21.477143	c	C
5	2	BIOCLER	35	19.711428	19.711428	d	D

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO  
D.M.S. 5% = 1.07751 - D.M.S. 1% = 1.29257

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE CONTROLE DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	MAGISTER	5	27.119998	27.119998	a	A
2	4	NEW ACE	5	26.120001	26.120001	a	A
3	3	BIOTONE	5	24.560001	24.560001	ab	AB
4	1	TRILUX	5	22.200000	22.200000	bc	BC
5	2	BIOCLER	5	20.040001	20.040001	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE G2 DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	NEW ACE	5	25.739999	25.739999	a	A
2	5	MAGISTER	5	25.539999	25.539999	a	A
3	3	BIOTONE	5	23.560001	23.560001	a	A
4	1	TRILUX	5	20.040001	20.040001	b	B
5	2	BIOCLER	5	18.939999	18.939999	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE G3 DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	NEW ACE	5	24.600000	24.600000	a	A
2	5	MAGISTER	5	23.839999	23.839999	a	A
3	3	BIOTONE	5	22.600000	22.600000	a	AB
4	1	TRILUX	5	19.600000	19.600000	b	BC
5	2	BIOCLER	5	18.479999	18.479999	b	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE G4H DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	MAGISTER	5	26.800000	26.800000	a	A
2	4	NEW ACE	5	26.200000	26.200000	a	A
3	3	BIOTONE	5	22.360001	22.360001	b	B
4	1	TRILUX	5	21.959999	21.959999	b	B
5	2	BIOCLER	5	19.839999	19.839999	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE G4G DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	MAGISTER	5	27.820001	27.820001	a	A
2	4	NEW ACE	5	26.779999	26.779999	a	AB
3	3	BIOTONE	5	23.680000	23.680000	b	BC
4	1	TRILUX	5	22.459999	22.459999	bc	CD
5	2	BIOCLER	5	19.939999	19.939999	c	D

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE G5H DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	MAGISTER	5	26.339999	26.339999	a	A
2	4	NEW ACE	5	26.239999	26.239999	a	A
3	3	BIOTONE	5	22.279999	22.279999	b	B
4	1	TRILUX	5	21.660001	21.660001	b	B
5	2	BIOCLER	5	19.740001	19.740001	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE G5G DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	MAGISTER	5	27.639999	27.639999	a	A
2	4	NEW ACE	5	26.700000	26.700000	a	A
3	3	BIOTONE	5	22.500000	22.500000	b	B
4	1	TRILUX	5	22.420000	22.420000	b	B
5	2	BIOCLER	5	21.000000	21.000000	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO  
D.M.S. 5% = 2.85082 - D.M.S. 1% = 3.41982

\*\*\*\*\*  
 \* SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA \*  
 \* Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado \*  
 \* Tiemi Matsuo \*  
 \* ANALISE DA VARIABEL KHN - ARQUIVO: LIGIA \*  
 \*\*\*\*\*

CODIGO DO PROJETO: TESE

RESPONSAVEL: RAFAEL CONSANI

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: DUREZA KNOOP

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	TRATAMEN
B	DENTE

QUADRO DA ANALISE DE VARIANCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
TRATAMEN	6	105.7963148	17.6327191	6.6270	0.00003
DENTE	4	1179.5031923	294.8757981	110.8253	0.00001
TRA*DEN	24	51.3151373	2.1381307	0.8036	0.72801
RESIDUO	140	372.5017034	2.6607265		
TOTAL	174	1709.1163479			

MEDIA GERAL = 23.352572

COEFICIENTE DE VARIACAO = 6.985 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	G4G	25	24.136000	24.136000	a	A
2	7	G5G	25	24.052000	24.052000	a	A
3	1	CONTROLE	25	24.008000	24.008000	a	A
4	4	G4H	25	23.432000	23.432000	a	AB
5	6	G5H	25	23.252000	23.252000	a	AB
6	2	G2	25	22.764000	22.764000	ab	AB
7	3	G3	25	21.824000	21.824000	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO  
 D.M.S. 5% = 1.37867 - D.M.S. 1% = 1.62334

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN  
 DENTRO DE TRILUX DO FATOR DENTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	G4G	5	22.459999	22.459999	a	A
2	7	G5G	5	22.420000	22.420000	a	A

3	1	CONTROLE	5	22.200000	22.200000	a	A
4	4	G4H	5	21.959999	21.959999	a	A
5	6	G5H	5	21.660001	21.660001	a	A
6	2	G2	5	20.040001	20.040001	a	A
7	3	G3	5	19.600000	19.600000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN  
DENTRO DE BIOCLER DO FATOR DENTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	7	G5G	5	21.000000	21.000000	a	A
2	1	CONTROLE	5	20.040001	20.040001	a	A
3	5	G4G	5	19.939999	19.939999	a	A
4	4	G4H	5	19.839999	19.839999	a	A
5	6	G5H	5	19.740001	19.740001	a	A
6	2	G2	5	18.939999	18.939999	a	A
7	3	G3	5	18.479999	18.479999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN  
DENTRO DE BIOTONE DO FATOR DENTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	CONTROLE	5	24.560001	24.560001	a	A
2	5	G4G	5	23.680000	23.680000	a	A
3	2	G2	5	23.560001	23.560001	a	A
4	3	G3	5	22.600000	22.600000	a	A
5	7	G5G	5	22.500000	22.500000	a	A
6	4	G4H	5	22.360001	22.360001	a	A
7	6	G5H	5	22.279999	22.279999	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN  
DENTRO DE NEW ACE DO FATOR DENTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	G4G	5	26.779999	26.779999	a	A
2	7	G5G	5	26.700000	26.700000	a	A
3	6	G5H	5	26.239999	26.239999	a	A
4	4	G4H	5	26.200000	26.200000	a	A
5	1	CONTROLE	5	26.120001	26.120001	a	A
6	2	G2	5	25.739999	25.739999	a	A
7	3	G3	5	24.600000	24.600000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE TRATAMEN  
DENTRO DE MAGISTER DO FATOR DENTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	G4G	5	27.820001	27.820001	a	A
2	7	G5G	5	27.639999	27.639999	a	A
3	1	CONTROLE	5	27.119998	27.119998	a	AB
4	4	G4H	5	26.800000	26.800000	ab	AB
5	6	G5H	5	26.339999	26.339999	ab	AB
6	2	G2	5	25.539999	25.539999	ab	AB
7	3	G3	5	23.839999	23.839999	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 3.08279 - D.M.S. 1% = 3.62991

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	MAGISTER	35	26.442857	26.442857	a	A
2	4	NEW ACE	35	26.054286	26.054286	a	A
3	3	BIOTONE	35	23.077143	23.077143	b	B
4	1	TRILUX	35	21.477143	21.477143	c	C
5	2	BIOCLER	35	19.711428	19.711428	d	D

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO  
D.M.S. 5% = 1.07751 - D.M.S. 1% = 1.29257

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE CONTROLE DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	MAGISTER	5	27.119998	27.119998	a	A
2	4	NEW ACE	5	26.120001	26.120001	a	A
3	3	BIOTONE	5	24.560001	24.560001	ab	AB
4	1	TRILUX	5	22.200000	22.200000	bc	BC
5	2	BIOCLER	5	20.040001	20.040001	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE G2 DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	NEW ACE	5	25.739999	25.739999	a	A
2	5	MAGISTER	5	25.539999	25.539999	a	A
3	3	BIOTONE	5	23.560001	23.560001	a	A
4	1	TRILUX	5	20.040001	20.040001	b	B
5	2	BIOCLER	5	18.939999	18.939999	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE G3 DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	NEW ACE	5	24.600000	24.600000	a	A
2	5	MAGISTER	5	23.839999	23.839999	a	A
3	3	BIOTONE	5	22.600000	22.600000	a	AB
4	1	TRILUX	5	19.600000	19.600000	b	BC
5	2	BIOCLER	5	18.479999	18.479999	b	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE G4H DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	MAGISTER	5	26.800000	26.800000	a	A
2	4	NEW ACE	5	26.200000	26.200000	a	A
3	3	BIOTONE	5	22.360001	22.360001	b	B
4	1	TRILUX	5	21.959999	21.959999	b	B
5	2	BIOCLER	5	19.839999	19.839999	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE G4G DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	MAGISTER	5	27.820001	27.820001	a	A
2	4	NEW ACE	5	26.779999	26.779999	a	AB
3	3	BIOTONE	5	23.680000	23.680000	b	BC
4	1	TRILUX	5	22.459999	22.459999	bc	CD
5	2	BIOCLER	5	19.939999	19.939999	c	D

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE G5H DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	MAGISTER	5	26.339999	26.339999	a	A
2	4	NEW ACE	5	26.239999	26.239999	a	A
3	3	BIOTONE	5	22.279999	22.279999	b	B
4	1	TRILUX	5	21.660001	21.660001	b	B
5	2	BIOCLER	5	19.740001	19.740001	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE DENTE  
DENTRO DE G5G DO FATOR TRATAMEN

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	5	MAGISTER	5	27.639999	27.639999	a	A
2	4	NEW ACE	5	26.700000	26.700000	a	A
3	3	BIOTONE	5	22.500000	22.500000	b	B
4	1	TRILUX	5	22.420000	22.420000	b	B
5	2	BIOCLER	5	21.000000	21.000000	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO  
D.M.S. 5% = 2.85082 - D.M.S. 1% = 3.41982