
ANA CAROLINA MIESSI

Avaliação da desadaptação e microdureza superficial de quatro resinas acrílicas para base de dentaduras utilizando métodos de polimerização e armazenagem em água.

Araçatuba

2005

ANA CAROLINA MIESSI

Avaliação da desadaptação e microdureza superficial de quatro resinas acrílicas para base de dentaduras utilizando métodos de polimerização e armazenagem em água.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte integrante dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Área de Concentração em Prótese Dentária.

Orientador Prof. Dr. Marcelo Coelho Goiato

Araçatuba

2005

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca da FOA / UNESP

M632a Miessi, Ana Carolina
Avaliação da desadaptação e microdureza superficial de quatro diferentes resinas acrílicas para base de dentaduras (QC-20, Vipi Cril, Vipi Wave e Onda Cryl) utilizando métodos de polimerização e período de armazenagem em água. -- Araçatuba: [s.n.], 2005.
173 f. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2005
Orientador: Prof. Dr. Marcelo Coelho Goiato

1.Resinas acrílicas. 2.Prótese total. 3.Adaptação. 4.Microdureza superficial.

Black D3
CDD 617.601

DADOS CURRICULARES

ANA CAROLINA MIESSI

NASCIMENTO: 18/06/79 – LINS - SP

FILIAÇÃO: Laércio Miessi
Roseli Aparecida Bertocco Miessi

1998/2001: Curso de Graduação em Odontologia
Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba-
UNESP

2004/2005: Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós-
Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária,
nível de Mestrado.
Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP



DEDICATÓRIA

DEDICATÓRIA

A Deus,

Aquele que nos ensina, nos ilumina, nos incentiva,

Força suprema e indefinível que nos faz viver.

Aos meus pais, Laércio e Roseli,

Aqueles que sempre me incentivaram e sempre estiveram presentes

nos momentos mais importantes, orientando minha vida pessoal e

profissional. Obrigada por todo amor, dedicação, paciência, apoio e

ternura.

À minha querida "vó Lazineha", por sempre me animar nas horas difíceis

dando-me forças para continuar.

Aos meus irmãos Stanley e Jonathan,

pelo carinho e companheirismo que sempre nos uniu.

Ao meu pequenino sobrinho Ricardinho, que com sua inocência e ingenuidade de criança me descontraia nas horas difíceis.

À toda minha querida família.

Ao meu noivo Eduardo,

por todo o amor, apoio, compreensão e tolerância pelas horas que perdemos no convívio e no lazer.



AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao professor Dr. Marcelo Coelho Goiato,

Orientador, "mestre" e amigo, na longa jornada desta caminhada.

Aprendi a conhecê-lo, admirá-lo e respeitá-lo nesses nossos quase seis anos de convívio.

Obrigada pelos valorosos ensinamentos, confiança e amizade.

Meus mais sinceros agradecimentos.

" Cada um que passa em nossa vida passa sozinho, porque cada pessoa é única
e, para nós, nenhuma substitui a outra

Cada um que passa em nossa vida passa sozinho, mas não vai sozinho, nem nos
deixa a sós...

Leva um pouco de nós mesmos e deixa um pouco de si mesmo.

Há os que levam muito, mas não há os que não levam nada.

Há os que deixam muito, mas não há os que não deixam nada.

Esta é a mais bela responsabilidade de nossa vida: a prova tremenda de que
cada um é importante e de que ninguém se aproxima do outro por acaso."

(Anônimo)

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”- UNESP, na pessoa do seu diretor, Prof. Dr. Paulo Roberto Botacin, e de seu vice diretor, Prof. Dr. Célio Percinoto, pelas condições oferecidas para a realização desta pesquisa.

Ao coordenador do curso de Pós-Graduação em Odontologia Prof. Dr. Wilson Roberto Poi,
pelo profissionalismo com que conduz suas atividades.

Aos colegas do curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária, nível de mestrado, Carlos, Daniela, Eduardo, José Vítor, Lucas, Manoel, Marcelo e Michele, pelos momentos de apoio, companheirismo e descontração essenciais nos momentos difíceis desta jornada.

Aos docentes do Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-UNESP, Prof. Dr. Eduardo Pizza Pellizzer, Prof. Dr. Paulo Renato Junqueira Zuim, Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha, Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção, Prof. Dr. Alício Rosalino Garcia e Prof^a. Dra. Eulália Maria Martins da Silva, por enriquecerem sempre o nosso aprendizado.

Às secretárias do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Ana Lúcia e Maria Lúcia, pela atenção e disponibilidade em todos os momentos.

Aos docentes e funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba- UNESP, pelos ensinamentos transmitidos e pela atenção e simpatia com que sempre me atenderam.

Às funcionárias da Seção de Pós-Graduação, Marina e Valéria, pela disponibilidade e atenção.

Às bibliotecárias, Ana e Izamar, e funcionárias da biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-UNESP, Luzia, Maria Cláudia, Ivone, Marina e Alexandra, pela dedicação, ensinamentos e colaboração durante todo o período de elaboração deste trabalho.

Ao Departamento de Odontopediatria, na pessoa do professor Dr. Alberto Carlos Botazzo Delbem, pela autorização do uso de equipamentos indispensáveis à realização deste trabalho.

Ao professor Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, do Departamento de Materiais Dentários da Universidade de Campinas- UNICAMP, campus de Piracicaba, pela realização da análise estatística.

Às amigas Lígia Del' Arco Pignatta Cunha, Daniela Michelini e Aline Rocha Fernandes, pelo apoio e por estarem presentes em todos os momentos.

A todos que contribuíram para a realização deste trabalho.



ΕΠΙΓΡΑΦΕ

“É preciso ter o sonho e a certeza de que tudo vai mudar. É necessário abrir os olhos e descobrir que as coisas boas estão dentro de nós onde os sonhos não precisam de motivos e nem os sentimentos de razão.”

John Lennon



LISTAS E SUMÁRIO

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Composição, marca comercial, fabricante e lote das resinas
acrílicas utilizadas

95

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Resinas acrílicas termopolimerizáveis utilizadas no estudo	96
Figura 2- Modelo maxilar edêntulo	97
Figura 3- Molde de silicone	97
Figura 4- Modelo de gesso com base de cera adaptada	98
Figura 5- Prensagem das muflas em prensa hidráulica de bancada	101
Figura 6- Modelo de gesso com base de resina	102
Figura 7- Conjunto modelo de gesso-base de resina seccionado de acordo com as marcações laterais	103
Figura 8- Pontos referenciais para leitura da desadaptação na porção anterior do conjunto seccionado modelo de gesso-base de resina	105
Figura 9- Microscópio comparador	105
Figura 10- Fragmento de resina seccionado da porção posterior do conjunto modelo de gesso-base de resina para a análise da microdureza	108
Figura 11- Amostras de resina acrílica para análise da microdureza	109

Figura 12- Politriz APL-4 Arotec	110
Figura 13- Esquema ilustrando a disposição das penetrações nas amostras após o teste de microdureza	111
Figura 14- Microdurômetro digital modelo HMV-2T	112

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1-** Esquema representativo das médias de desadaptação da região A, em função da resina acrílica e do período de armazenagem em água 116
- Gráfico 2-** Esquema representativo das médias de desadaptação da região B, em função da resina acrílica e do período de armazenagem em água 118
- Gráfico 3-** Esquema representativo das médias de desadaptação da região M, em função da resina acrílica e do período de armazenagem em água 120
- Gráfico 4-** Esquema representativo das médias de microdureza superficial das resinas acrílicas, em função das resinas e do período de armazenagem em água 123

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Valores médios (mm) da desadaptação da região A, em função da resina acrílica e do período de armazenagem em água	115
Tabela 2-	Valores médios (mm) da desadaptação da região B, em função da resina acrílica e do período de armazenagem em água	117
Tabela 3-	Valores médios (mm) da desadaptação da região M, em função da resina acrílica e do período de armazenagem em água	119
Tabela 4-	Valores médios da microdureza superficial das resinas acrílicas, em função das resinas e do período de armazenagem em água	122
Tabela 5-	Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica Vipi Cril na região A (crista do rebordo direito), em função do período de armazenagem em água	153
Tabela 6-	Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica Vipi Cril na região B (crista do rebordo esquerdo), em função do período de armazenagem em água	154

Tabela 7-	Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica Vipi Cril na região M (região mediana do palato), em função do período de armazenagem em água	155
Tabela 8-	Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica Vipi Wave na região A (crista do rebordo direito), em função do período de armazenagem em água	156
Tabela 9-	Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica Vipi Wave na região B (crista do rebordo esquerdo), em função do período de armazenagem em água	157
Tabela 10-	Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica Vipi Wave na região M (região mediana do palato), em função do período de armazenagem em água	158
Tabela 11-	Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica QC-20 polimerizada pelo método convencional na região A (crista do rebordo direito), em função do período de armazenagem em água	159
Tabela 12-	Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica QC-20 polimerizada pelo método convencional na região B (crista do rebordo esquerdo), em função do período de armazenagem em água	160
Tabela 13-	Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica QC-20 polimerizada pelo método convencional na região M (região mediana do palato), em função do período	

de armazenagem em água	161
Tabela 14- Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica QC-20 polimerizada por microondas na região A (crista do rebordo direito), em função do período de armazenagem em água	162
Tabela 15- Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica QC-20 polimerizada por microondas na região B (crista do rebordo esquerdo), em função do período de armazenagem em água	163
Tabela 16- Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica QC-20 polimerizada por microondas na região M (região mediana do palato), em função do período de armazenagem em água	164
Tabela 17- Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica Onda Cryl na região A (crista do rebordo direito), em função do período de armazenagem em água	165
Tabela 18- Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica Onda Cryl na região B (crista do rebordo esquerdo), em função do período de armazenagem em água	166
Tabela 19- Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica Onda Cryl na região M (região mediana do palato), em função do período de armazenagem em água	167

Tabela 20-	Valores da microdureza superficial Knoop da resina acrílica Vipi Cril, em função do período de armazenagem em água	168
Tabela 21-	Valores da microdureza superficial Knoop da resina acrílica Vipi Wave, em função do período de armazenagem em água	169
Tabela 22-	Valores da microdureza superficial Knoop da resina acrílica QC-20 polimerizada pelo método convencional, em função do período de armazenagem em água	170
Tabela 23-	Valores da microdureza superficial Knoop da resina acrílica QC-20 polimerizada por microondas, em função do período de armazenagem em água	171
Tabela 24-	Valores da microdureza superficial Knoop da resina acrílica Onda Cryl, em função do período de armazenagem em água	172

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	33
2 REVISÃO DA LITERATURA	38
2.1 Desadaptação	39
2.2 Microdureza Superficial	74
3 PROPOSIÇÃO	92
4 MATERIAL E MÉTODO	94
4.1 Materiais	95
4.2 Método	96
4.2.1 Confeção do molde de silicone e obtenção dos modelos de gesso	96
4.2.2 Preparo das bases de cera	97
4.2.3 Inclusão e eliminação da	98
4.2.4 Prensagem e polimerização	100
4.2.5 Desinclusão e acabamento das bases	102
4.2.6 Seccionamento do conjunto base de resina-modelo de gesso	102
4.2.7 Avaliação da desadaptação das bases de resina	104
4.3 Avaliação da microdureza superficial das resinas acrílicas	106
4.3.1 Confeção dos discos acrílicos	106
4.3.2 Seccionamento das bases de resina para obtenção das amostras	106
4.3.3 Confeção das amostras	108
4.3.4 Polimento das amostras	109

4.3.5 Microdureza das amostras	110
4.3.6 Período de armazenagem em água	112
5 RESULTADO	114
6 DISCUSSÃO	125
6.1 Desadaptação	126
6.2 Microdureza Superficial	134
7 CONCLUSÃO	139
REFERÊNCIAS	143
ANEXOS	153



RESUMO

RESUMO

MIESSI, A.C. Avaliação da desadaptação e microdureza superficial de quatro resinas acrílicas para base de dentaduras utilizando métodos de polimerização e armazenagem em água. 2005. 173f. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária)- Faculdade de Odontologia, UNESP – Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2005.

O objetivo deste trabalho foi avaliar a desadaptação e a microdureza superficial de quatro tipos de resinas acrílicas para base de dentaduras, em função de período de armazenagem em água de seis meses. Foram confeccionados vinte e cinco conjuntos modelo de gesso-base de resina, utilizando-se quatro resinas acrílicas: QC-20 que foi submetida à polimerização convencional (de acordo com as instruções dos fabricantes) e por energia de microondas (840 W por três minutos), Vipi Cril submetida à polimerização convencional (fabricante), Vipi Wave e Onda Cryl que receberam polimerização por energia de microondas conforme as recomendações dos fabricantes. Após a polimerização, os conjuntos modelo de gesso-base de resina foram seccionados na região posterior correspondente a região de “post-dam” para a leitura da desadaptação, com auxílio de um microscópio comparador, em três pontos referenciais: crista dos rebordos direito e esquerdo e

região mediana do palato. Os conjuntos seccionados foram, então, imersos em água destilada a $35 \pm 2^{\circ}\text{C}$ por período de noventa dias, após o qual uma segunda leitura da desadaptação foi realizada. Imediatamente, os conjuntos modelo-base de resina foram separados e as bases de resina retiradas para a remoção dos excessos grosseiros da borda até o limite estabelecido pelo modelo de gesso. Posteriormente, as bases de resina acrílica foram fixadas nos respectivos modelos com adesivo de presa rápida colocado na região correspondente à crista do rebordo alveolar e uma terceira leitura para analisar a desadaptação, nos pontos referenciais, foi realizada. Após a terceira leitura, os conjuntos ficaram novamente imersos em água destilada a $35 \pm 2^{\circ}\text{C}$ e armazenados em estufa por um período de mais noventa dias, findo o qual uma quarta leitura nos pontos previamente demarcados foi efetuada (totalizando um período após a primeira leitura até a quarta leitura de cento e oitenta dias). Para o teste de microdureza superficial foi seccionado, após a polimerização, um fragmento de resina da parte seccionada não aproveitada de cada conjunto modelo de gesso-base de resina, os quais foram fixados em discos acrílicos incolores, obtendo-se vinte e cinco amostras devidamente identificadas que foram, então, polidas em uma politriz e submetidas a um teste de microdureza superficial knoop num microdurômetro digital e, posteriormente armazenadas em água destilada a $35 \pm 2^{\circ}\text{C}$ por período de seis meses, após o qual um segundo teste de microdureza superficial das amostras foi realizado. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey ao nível de significância de 5%. Verificou-se, que em todos os períodos de armazenagem em água, a desadaptação na região mediana do palato foi maior que na região da crista dos rebordos em todos os grupos analisados, sendo o grupo QC-20 polimerizado pelo método convencional

aquele que apresentou a maior média de desadaptação na região mediana após o período de cento e oitenta dias de armazenagem em água, comportando-se estatisticamente diferente dos demais grupos. Com relação à propriedade de microdureza superficial, observou-se que o fator tempo de armazenagem promoveu um decréscimo dos valores médios de microdureza superficial Knoop para todos os grupos estudados, sendo que apenas para os grupos Vipi Cril e QC-20 polimerizado por energia de microondas esta diminuição dos valores foi estatisticamente significativa.

Palavras-chave: Resinas acrílicas. Prótese total. Adaptação. Microdureza superficial.



ABSTRACT

ABSTRACT

MIESSI, A.C. **Evaluation of the unfit and superficial microhardness of four acrylic resins for dentures base using polymerization methods and storage in water.** 2005. 173f. Dissertation (Master in Dental Prosthesis) – College of Dentistry, UNESP – São Paulo State University, Araçatuba, 2005.

The aim of this work was to evaluate the missfitting and the superficial microhardness of four acrylic resins types for dentures base due to storage period in six months water. 25 model sets of resin plaster-base have been confectioned using four acrylic resins: QC-20, which was submitted to the conventional polymerization (in accordance with the manufacturer's instructions) and microwaves energy polymerization (840W for three minutes) and Vipi Wave and Onda Cryl, which have received microwaves energy polymerization also in accordance with the manufacturer's recommendations. After the polymerization process, the model sets of resin plaster-base were parted in the corresponding posterior region, the "post-dam" region, for the missfitting analysis. This was supported by a comparing microscope in three reference points: right and left crest of ridges and palate's middle region. The parted sets have been, then, immersed in distilled water about 35 to 2°C, for a 90-day period which was followed by a second missfitting analysis. The resin

base-model sets were immediately separated and the resin bases were immediately removed to promote the edge coarse excesses' removal until the limit established by the plaster model. Later, the acrylic resin bases were fixed in the respective models with fast stick adhesive, which was placed in the corresponding region to the alveolar crest of ridges. A third analysis to study the missfitting in the reference points was carried through. After the third analysis the sets were immersed again in distilled water about 35 to 20°C and stored in a stove for a certain period, which exceeded 90 days. As soon as this period was finished, a fourth analysis was carried through in the points previously outlined (180 days total analysis period – from the first to the fourth analysis) For the superficial microhardness test a resin fragment from the ones not used in each model set of resin plaster-base was parted after the polymerization and fixed in colorless acrylic disk. This process has provided 25 samples duly identified that have been polished and submitted to a Knoop microhardness test in a digital microhardness measure device. Later the samples were stored in distilled water about 35 to 20°C, for a six-month period which was followed by a second samples' microhardness test. The results were submitted to the variance analysis and the Tukey's test to a 5% significance level. It was verified that in all of the storage in water periods the missfitting in the Palate's middle region was greater than the missfitting in the crest of ridge's regions of all the analyzed groups, being the QC-20 group, polymerized by conventional method, the one that presented the greater missfitting average in the middle region after the 180-day storage period in water, resulting in a statistically different behavior from the other groups. Related to the superficial microhardness property, it was observed that the storage time factor promoted a decrease of the Knoop microhardness average values for all of the

studied groups, being this reduction only significant statistically for the Vip Cril and QC-20 groups, polymerized by microwaves energy.

Keywords: Acrylic resins. Complete Denture. Adaptation. Microhardness.



INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

É sabido que a função de uma prótese total depende de diversos fatores, mas, sem dúvida, a adaptação íntima da parte interna de sua base sobre a fibromucosa do rebordo remanescente pode aumentar sua retentividade e proporcionar maior conforto ao paciente. Esse aspecto torna-se imperativo para impedir a perda adicional da eficiência mastigatória, comprometida pela ausência dos elementos dentais (SHOLSBERG et al., 1989).

Desenvolvidas em 1936 para substituir a borracha vulcanizada, as resinas acrílicas têm sido amplamente utilizadas para a confecção de bases de próteses totais, por apresentarem combinação de características desejáveis que as tornam aceitáveis e vantajosas, tais como fácil manipulação e reparo, melhor condutibilidade térmica, menor permeabilidade aos fluídos bucais e estabilidade de cor (PHILLIPS, 1993; SWEENEY, 1939). Entretanto, é universalmente aceito que a resina acrílica sofre contração em decorrência do processo de polimerização, sendo esta sua maior desvantagem (PHILLIPS, 1993; SKINNER, 1949; TAKAMATA; SETCOS, 1989) e que essa alteração dimensional ocorrida durante a polimerização é fator crítico e essencial para a retenção e estabilidade das peças protéticas (CARVALHO, 1972; KERN, 1941) mesmo considerando fatores que possam compensar o desajuste causado pela contração de polimerização, como a possibilidade de absorção de água pela resina acrílica (ANTONY; PEYTON, 1962; PEYTON; MANN, 1942; SMITH; POWERS, 1992), atuação compensatória da resiliência da mucosa gengival e ação da película de saliva (POLYZOIS, 1990; TURCK et al., 1992).

A polimerização promove contração não uniforme, sendo mais pronunciada na região palatina posterior (CHEN et al., 1988; CONSANI et al., 2001; DYER; HOWLETT, 1994; HARVEY; HARVEY, 1989; KIMURA et al., 1984; KYES, 1951; DOMITTI et al., 1998; POLYZOIS, 1990; RIZZATTI-BARBOSA, 2000; SKINNER, 1949). Por outro lado, a distorção resulta do esfriamento da mufla e da remoção da base de acrílico do respectivo modelo de gesso, ambas promovendo a liberação das tensões induzidas durante o processamento da prótese (CARVALHO, 1972; PHILLIPS, 1993). A contração de polimerização associada à liberação das tensões pode aumentar o nível de desadaptação da base aos tecidos de suporte e, conseqüentemente, diminuir a estabilidade da prótese (AL-HANBALI et al., 1991; TAKAMATA ; SETCOS, 1989).

Desta maneira, muitos trabalhos de pesquisa têm sido realizados na tentativa de esclarecer o comportamento físico das resinas acrílicas assim como diminuir as alterações dimensionais destas resinas, ocorridas durante o processo de polimerização. Assim, diferentes metodologias têm sido aplicadas ao longo dos anos na tentativa de avaliar o grau de desadaptação de bases de próteses aos modelos de gesso: Goodkind; Schulte, 1970; Harvey; Harvey, 1989; Mowery et al., 1958; Polyzois et al., 1987; Wallace et al., 1991, analisaram a desadaptação através da medida de pontos no modelo; Sanders et al. em 1991 utilizaram o método de medidor de espessura; Almeida et al., 1999; Arioli Filho et al., 1999; Boberick; Mccool, 1998; Consani, 2000; Consani et al., 2001, 2002a, 2002b; Costa et al., 2004; Firtell et al., 1981; Ganzaroli, 1999; Kimura et al., 1984; Nishii, 1968; Padovan et al., 1999; Polyzois, 1990; Sykora; Sutow em 1993 e 1996, verificaram a medida da distância linear entre a superfície interna da base de prótese e o modelo de gesso

em microscópio comparador; Barco Junior et al., 1979; Marquezini e Bombonati, 1986/1987; Rizzatti-Barbosa et al., 1995; Takamata et al., 1989, avaliaram o peso de um material de impressão interposto entre o modelo e a base de prótese, enquanto Al-Hanbali et al., 1991; Dyer; Howlett, 1994; Rizzatti-Barbosa, 2000 analisaram a espessura de um material de impressão interposto entre o modelo e a base de prótese; Turck et al., em 1992, estudaram a desadaptação através de medidas tridimensionais do espaço entre a base e o modelo utilizando computação gráfica.

Contudo, além deste problema de possíveis desadaptações, o estágio atual das resinas acrílicas ainda permite a observação de uma série de deficiências consideradas clinicamente insatisfatórias, tais como porosidade, baixa resistência à fraturas e susceptibilidade ao desgaste por abrasão.

Neisser e Olivieri (2001), afirmam que quanto maior a microdureza de superfície de uma 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 a retenção de placa bacteriana.

Apesar de muitos estudos, ainda existem divergências sobre resinas acrílicas e microdureza superficial. A literatura mostra que os valores da microdureza não são afetados pelos ciclos de polimerização (ILBAY et al., 1994; PEYTON, 1950; REITZ et al., 1985; SHOLSBERG et al., 1989; TRUONG; TOMAZ, 1988), entretanto Borges (1998, 2001/2002) e Smith et al. (1992), verificaram que a microdureza das resinas acrílicas sofreu a influência dos ciclos de polimerização, sendo que a polimerização por microondas mostrou o maior valor de microdureza quando comparada à de ciclo rápido e convencional. Ainda, Carvalho (1972), Craig (1993), Mesquita (1995) e

Samuel e Selistre (2000) verificaram que a microdureza superficial das resinas acrílicas é significativamente diminuída pela realização de polimento químico, enquanto von Fraunhofer e Suchatlampong (1975) relataram que a armazenagem de amostras de resina acrílica em água produz um efeito plastificante diminuindo sua microdureza superficial.

Desta forma, acredita-se que a variação dos valores de microdureza apresentados pelos materiais esteja baseada na diferença existente entre os níveis residuais de monômero resultantes dos ciclos de polimerização, visto que a microdureza estabelece relação inversamente proporcional com a quantidade de monômero residual (JAGGER,1978; LEE et al., 2002).

Com base nessas considerações e devido ao grande número de resinas disponíveis no mercado, seria conveniente avaliar a desadaptação de quatro diferentes resinas acrílicas para base de dentaduras, utilizando métodos de polimerização e armazenagem em água por um período de seis meses, assim como verificar a microdureza superficial destas resinas antes e após este período de armazenagem.



REVISÃO DA LITERATURA

REVISÃO DA LITERATURA

2.1 DESADAPTAÇÃO

Sweeney, em 1939, investigou as propriedades físicas da resina acrílica (metilmetacrilato) para base de dentaduras, quando estocadas por diferentes períodos de tempo, sob técnicas diversas de polimerização e temperatura. O autor relatou que dentre os materiais plásticos, a resina parecia ser o material mais satisfatório para a confecção de próteses totais, pois era superior ao vulcanite em todas as propriedades mecânicas, bem como na facilidade de processamento, estética e estabilidade de cor. Próteses totais superiores em resina acrílica apresentaram as menores alterações (contrações) quando foram recolocadas em seus respectivos modelos, após processamento e armazenagem em água por 15 dias, onde verificou-se espaço de 1 a 2mm entre a base e o modelo na região palatina. Segundo o autor, essas mudanças dimensionais eram reversíveis quando a prótese era alternadamente submetida à umidade e ressecamento.

Kern em 1941, estudou as alterações dimensionais de materiais utilizados para base de dentaduras durante e após a confecção, representados em três grupos: acrílico, vinil acrílico e vulcanite. Os testes foram feitos em uma secção transversal correspondente à região de molares de próteses totais superiores. Todos os materiais mostraram mudanças dimensionais durante o processamento

(contração de polimerização), sendo que sob condições de umidade, simulando a temperatura da boca, todos os materiais demonstraram mudanças dimensionais na extensão lateral e profundidade do palato, indicando expansão, exceto a vulcanite que mostrou contração. O autor concluiu que as alterações dimensionais que ocorreram após a polimerização foram ocasionadas pela liberação de tensões e que qualquer alteração que ocorra em uma prótese total, seja durante ou após a polimerização, afeta a sua adaptação.

Estudando a contração linear de polimerização da resina acrílica, Peyton e Mann, em 1942, encontraram um valor de 0,35% e verificaram que o aumento de tamanho, durante a armazenagem em água destilada à temperatura ambiente por sete dias, foi praticamente idêntico ao valor da contração de polimerização.

Skinner, em 1949, relatou que as resinas acrílicas eram derivadas do ácido acrílico, existindo uma grande variedade delas, sendo que na área odontológica a que predominava era o metilmetacrilato, com alguns dispositivos que provocavam diferenças em suas propriedades, podendo ou não ter significância clínica. Considerou a resina acrílica o melhor material para a confecção de próteses totais pela grande fidelidade em reproduzir os tecidos moles da boca, facilidade de limpeza e cuidados de higiene, e também pela simplicidade no processamento quando comparada às resinas industriais. No entanto, o autor observou que toda resina acrílica contraía durante o processamento, sendo que a primeira contração se dava na polimerização do monômero e a segunda, chamada de contração térmica, era causada pela temperatura de processamento. Os resultados mostraram que a

contração de processamento variava em diferentes partes de uma prótese total, sendo a maior contração da base apresentada na região posterior. O autor concluiu que as alterações dimensionais das bases eram bem toleradas pelos tecidos moles, não apresentando significado clínico.

Kyes, em 1951, relatou que a maior contração nas próteses totais ocorria na região do palato, sendo que o mínimo de discrepância nesta área era de 0,50mm. Afirmou também que, se durante a polimerização a temperatura não fosse aumentada gradativamente até atingir 70°C, o grau de contração poderia aumentar, relatando que para diminuir o grau de distorção na região posterior deveria se manter a temperatura por várias horas a 70°C, até completar a polimerização.

Mowery et al., em 1958, analisaram a estabilidade dimensional das resinas acrílicas para próteses totais em função do processamento e do uso clínico, através da confecção de 91 próteses com resina autopolimerizável e 28 com resina termopolimerizável. Para determinar a magnitude da alteração dimensional, pinos metálicos foram colocados na região correspondente à fossa central dos primeiros molares direito e esquerdo e borda da prótese. Antes do processamento, após a remoção do modelo e após armazenagem em água por período de 15 dias foi realizada a mensuração da distância molar a molar e borda, sendo que em todos os casos a alteração média variava de -0,05 a +0,2mm, o que clinicamente não afetava a adaptação das próteses.

Em 1959, Woelfel e Paffenbarger, realizaram um experimento para determinar como as mudanças dimensionais podem ocorrer na região posterior de próteses totais superiores durante o processamento, no uso e após indução de desadaptação. Foram confeccionadas próteses totais superiores e inferiores com resina termopolimerizável curada entre 82 e 87°C por 30 minutos, as quais foram usadas pelo paciente durante sete meses, após o que uma nova prótese superior foi confeccionada para determinar a alteração dimensional, sendo esta utilizada por dois meses enquanto a prótese superior original era mantida em água durante esse período. A alteração dimensional linear de ambas as próteses foi determinada através da medida da distância de bordo a bordo posterior e de molar a molar durante o processamento, durante o uso e após o armazenamento em água. A prótese superior foi induzida à desadaptação através de dois ciclos de imersão em água: 1º) imersão da prótese em água a 100°C durante 15 minutos e resfriamento imediato em água à temperatura ambiente; 2º) inclusão da prótese em gesso e indução de desadaptação através da imersão em água a 100°C durante 40 minutos e resfriamento rápido em água à temperatura ambiente. Os resultados demonstraram que a contração de molar a molar e de bordo a bordo foi de cerca de 0,1mm durante os três primeiros meses de uso da prótese, porém não causou efeito clínico na adaptação e função. Quando foi induzida à primeira desadaptação houve contração de 0,51mm de molar a molar e 0,33mm de bordo a bordo, sendo que a prótese não mais se adaptou ao modelo de gesso, porém foi confortável durante o uso clínico. Após a segunda indução de desadaptação houve um total de 0,9mm de contração. Os autores consideraram que a anatomia da região anterior do arco dificulta a liberação de tensões, facilitada na região posterior, menos restritiva, e,

concluíram que a contração de 0,5mm (da primeira indução) e aquela que ocorreu durante o processamento da prótese superior não apresentaram significado clínico, porém, quando a contração foi aumentada para 0,9mm (segunda indução), a prótese não mais se adaptou adequadamente ao rebordo alveolar, sendo impossível seu uso clínico.

Anthony e Peyton, em 1962, estudaram a adaptação de próteses confeccionadas com vários materiais: 1) resina termopolimerizável; 2) resina autopolimerizável; 3) vulcanite; 4) porcelana; 5) liga de cromo-cobalto; 6) resina epóxica; 7) polimetilmetacrilato em forma de gel; 8) acrílicos de polivinil e poliestireno, processados pela técnica de injeção do molde. Cada material foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante, e as próteses armazenadas em água à temperatura ambiente durante 24 horas e oito meses. Os autores verificaram a adaptação das próteses através de medições pantográficas, compensando as medidas entre o contorno das próteses e aqueles do molde de impressão, em nove pontos. Concluíram que as próteses com melhor adaptação foram aquelas confeccionadas com resinas quimicamente polimerizáveis, devido à menor tensão durante o processamento, realizado à baixa temperatura. As resinas termicamente ativadas foram consideradas aceitáveis apesar da contração observada, ocorrida devido ao resfriamento exigido após ter atingido o estado sólido. As próteses processadas através de injeção do molde mostraram maior contração em relação aos demais materiais, devido à alta temperatura de polimerização. Após armazenagem em água por oito meses, as dentaduras apresentavam-se estáveis

sendo que as alterações ocorridas foram de natureza expansiva, melhorando a adaptação das próteses.

Realizando uma avaliação clínica, Woelfel et al., em 1965, analisaram em um período de três a seis anos, sessenta e três próteses totais confeccionadas com onze tipos de materiais. Observaram que as próteses finas contraíam duas vezes mais depois de liberadas do modelo devido ao fato de não serem rígidas o suficiente para resistir à liberação das tensões acumuladas durante o processamento, que se manifestava primariamente na região posterior por causa de sua forma. Verificaram que espessura era também especialmente importante uma vez que governava a rigidez, limitando o grau de contração da prótese e que expansão e contração ocorriam na distância molar a molar e borda a borda durante o uso.

Em 1968, Nishii, relatou pela primeira vez o método de polimerização por microondas, chamado método de aquecimento dielétrico, onde o calor era imediata e uniformemente transferido tanto para a superfície quanto para as partes internas da resina acrílica. A microonda era gerada por um oscilador magnético e transferida para uma câmara irradiando uma mufla. Em seu estudo, o autor utilizou uma resina acrílica convencional polimerizada por energia de microondas com tempos de irradiação de nove, dez, onze e doze minutos, e muflas metálicas perfuradas, verificando a desadaptação de bases de próteses, observadas em amostras secas e úmidas, após a armazenagem em água a 37°C por vinte e quatro dias. A discrepância entre a base de prótese e o modelo foi verificada em dez pontos na borda posterior da região palatina através de um microscópio comparador. Verificou-

se que a adaptação das bases curadas por processamento de microondas por onze minutos foi semelhante a das bases processadas pela técnica convencional de banho de água. De uma maneira geral, as amostras úmidas apresentaram melhor adaptação em relação às amostras secas. As porções correspondentes às cristas dos rebordos alveolares apresentaram melhores níveis de adaptação enquanto as bordas laterais e a região mediana palatina apresentaram os maiores desajustes.

Goodkind e Schulte, em 1970, estudaram a estabilidade dimensional de resinas para base de dentaduras. Através de um modelo metálico, simulando uma maxila edêntula, foram reproduzidos modelos em gesso tipo IV sobre os quais foram confeccionadas bases de resina acrílica através da técnica da resina fluida e da técnica convencional de polimerização a frio. Um comparador óptico foi utilizado para avaliar a alteração dimensional analisando a diferença na base de resina comparada ao modelo de gesso sobre o qual foi confeccionada. Houve alteração dimensional da base em ambos os métodos de polimerização, sendo que esta foi maior na técnica da resina fluída, principalmente na região do palato. Após seis meses de armazenagem em água, não houve alteração dimensional significativa das bases.

Existiam vários fatores que influenciavam na eficiência mastigatória de uma prótese total, mas segundo Carvalho, em 1972, a adaptação da base era fundamental. Este autor relatou as principais alterações dimensionais sofridas pelas resinas acrílicas como sendo devidas à contração térmica e de polimerização, porosidade, absorção e perda de água e distorção. Concluiu-se que a melhor

maneira para minimizar essas alterações era colocar a resina na mufla na fase plástica para evitar a presença de poros por contração localizada; colocar a mufla em prensa com molas após a condensação, pois a resina sofre uma expansão inicial, antes de contrair, que precisaria ser aliviada ou ocorreria uma deformação da matriz de gesso que levaria à distorções após a remoção da mufla e separação do modelo de gesso; antes da polimerização, esperar por duas a três horas para que houvesse uma melhor difusão do monômero; a polimerização devia ser feita a 70°C durante nove horas seguida de mais 100°C durante trinta minutos e o resfriamento da mufla devia ser lento a partir da ebulição até a temperatura ambiente, para evitar distorções.

Barco Júnior et al., em 1979, analisaram o efeito do reembasamento na adaptação de próteses totais superiores, utilizando resina termopolimerizável convencional para confecção de bases com e sem dentes, polimerizadas em banho de água por uma hora e trinta minutos a 65°C, e posteriormente, elevação para 74°C por sete horas e, finalmente, 100°C por trinta minutos. As muflas foram, então, esfriadas sobre bancadas, as bases removidas dos modelos de gesso e armazenadas em água por vinte e oito dias. Uma técnica de pesagem de material de impressão interposto entre a base de prótese e o modelo metálico foi utilizada para analisar a adaptação das bases, as quais foram posteriormente reembasadas com resina acrílica autopolimerizável durante vinte minutos sob pressão de 22lb. Após, a adaptação foi verificada utilizando-se a mesma técnica empregada anteriormente. Os autores concluíram que havia um aumento significativo na desadaptação das bases de próteses construídas com dentes antes do reembasamento e, após o

reembasamento, a adaptação melhorou significativamente. Para as bases sem dentes, a desadaptação foi aproximadamente 45% menor, sendo que não houve, visualmente, nenhuma diferença na adaptação destas bases antes e após o reembasamento.

Em 1981, Firtell et al., analisaram a relação entre selamento periférico posterior e temperatura de processamento, confeccionando bases de prótese com resina acrílica convencional, variando a temperatura entre 57 e 82°C, e com uma resina acrílica especial (Coe 20, Inc, Chicago), com temperatura de processamento de 89,5°C, processando ambas por doze horas. Mediu-se com microscópio óptico a distância entre o modelo e a base, não se encontrando distorção significativa na região palatina quando a temperatura recomendada pelo fabricante ou uma abaixo desta foi utilizada. No entanto, distorção estatisticamente significativa foi encontrada na região palatina quando as bases foram processadas acima da temperatura recomendada. A resina acrílica especial Coe-20 produziu significativamente menor distorção na base de prótese que a resina acrílica convencional.

Kimura et al., em 1983, estudaram a aplicação da energia de microondas para a polimerização de resinas acrílicas, comparando a adaptação de bases de próteses polimerizadas através dos seguintes métodos: 1) banho de água, elevando a temperatura para 100°C em sessenta minutos e permanecendo em água fervente por mais trinta minutos; 2) energia de microondas por três minutos a 500W. A estabilidade de cor e a formação de fendas em próteses totais construídas com dentes de resina e de porcelana; a deformação do gesso pedra em amostras de 30 x

50 mm irradiadas por energia de microondas durante cinco a vinte minutos e a porosidade em amostras de resina com diferentes espessuras também foram analisadas. Os resultados obtidos indicaram que a resina foi satisfatoriamente polimerizada em três minutos com o uso de microondas, sendo que alterações de cor ou fraturas dos dentes artificiais e bases de resina foram raramente observadas. A adaptação das bases de resina polimerizadas por microondas foi qualitativamente superior àquela das bases polimerizadas em banho de água. Os autores concluíram que a técnica de polimerização por microondas é superior ao método convencional de polimerização, podendo esta nova técnica ser aplicável a uma ampla variação de técnicas dentais.

Em 1984, Kimura et al., compararam novamente a adaptação de bases de próteses confeccionadas com resina acrílica convencional, utilizando polimerização por banho de água e por energia de microondas. A proporção polímero/monômero utilizada foi 2:1 em peso e a polimerização foi realizada com energia de microondas por dois minutos e meio, em 500 e 200W e, em um período de quarenta minutos a 65°C mais trinta minutos em água fervente, pelo método convencional. A adaptação foi verificada pela medida do espaço entre o modelo original e a base de resina com o auxílio de um microscópio, em cinco pontos da região posterior da base de prótese e nas seguintes condições: 1) logo após abertura da mufla; 2) após vinte dias de armazenagem a 20°C e 3) após vinte dias de armazenagem a 20°C e mais dois dias em solução salina a 20°C. Os autores verificaram que as bases polimerizadas por energia de microondas apresentaram melhor adaptação, não havendo alteração desta durante as condições de armazenagem, enquanto as bases polimerizadas

pelo método convencional apresentaram desadaptação após período de armazenagem de vinte dias a 20°C. Concluiu-se que quanto menor era o gradiente de temperatura, melhor era a adaptação. Para ambos os métodos de polimerização, a adaptação das bases de resina foi melhor na crista do rebordo alveolar em relação à região mediana do palato.

De Clerck, em 1987, relatou que a energia de microondas poderia ser utilizada para gerar calor no interior da resina, eliminando a necessidade de calor da água quente através das várias estruturas, por exemplo, a mufla e gesso pedra e modelo até atingir a resina. O autor concluiu que a utilização da energia de microondas economiza tempo e custo, bem como oferece as mesmas propriedades físicas, quando comparada ao método convencional de polimerização.

Marquezini e Bombonati, em 1986/1987, estudaram o comportamento de quatro marcas de resinas ativadas termicamente (Clássico, Lucitone 550, Novacril, Acron), processadas por seis ciclos diferentes: 1) elevar a temperatura ambiente até 60°C, permanecendo nessa temperatura por uma hora, após elevar para 100°C por mais uma hora, resfriando-se lentamente; 2) elevar a temperatura ambiente até 70°C, permanecendo nesta temperatura por nove horas, resfriando-se lentamente; 3) elevar a temperatura ambiente até 70°C, permanecendo nesta temperatura por nove horas, e após elevar para 100°C por mais uma hora, resfriando-se lentamente; 4) elevar a temperatura ambiente até 100°C, em trinta minutos, permanecendo nesta temperatura por uma hora, resfriando-se lentamente; 5) elevar a temperatura ambiente até 80°C, permanecendo nesta temperatura por três horas, resfriando-se

lentamente; 6) elevar a temperatura ambiente até 70°C, permanecendo nesta temperatura por duas horas, e após elevar para 100°C por mais quinze minutos, resfriando-se lentamente. Avaliou-se a adaptação por palatino das bases de dentaduras, interpondo-se entre estas e o modelo original uma quantidade de silicone fluído para moldagem, sendo que por esta técnica quanto maior o peso do silicone interposto, maior o desajuste da base da dentadura. Determinou-se o desajuste das bases imediatamente após sua separação do modelo de gesso, e após permanecerem imersas em água a 37°C durante uma semana. Verificou-se que existem diferenças de adaptação entre as resinas estudadas, sendo que as resinas Lucitone 550 e Acron adaptaram-se melhor que as resinas Clássico e Novacril. Existiram também diferenças entre os ciclos de polimerização empregados, quando os ciclos 1 e 2 apresentaram os melhores resultados quanto à adaptação, enquanto o ciclo 4 proporcionou a pior adaptação das bases. A imersão em água destilada a 37°C por uma semana aumentou o desajuste das bases de dentaduras.

Polyzois et al., em 1987, compararam e analisaram a estabilidade dimensional de três resinas termopolimerizáveis para fervura rápida, com uma resina convencional e uma resina de alto impacto reforçada com borracha acrílica, processadas por um ciclo de cura longo. Foram utilizados quatro pontos de referência: região vestibular anterior (incisivos centrais), vestibular de molares de cada hemiarco e região média do palato, sendo as medidas entre esses pontos realizadas com compasso calibrado, em quatro situações: 1) antes do processamento das próteses, 2) após o processamento, mas antes da demuflagem,

3) após a demuflagem e 4) após o armazenamento das próteses em água destilada à temperatura ambiente por uma semana. Os resultados indicaram que todas as resinas produziram contração linear das bases de dentaduras e da distância entre certos dentes, sendo que essa contração linear foi menor que 1%. A contração linear de molar a molar foi menor que 0,2mm. Conclui-se que as dentaduras confeccionadas pelo ciclo rápido de polimerização apresentaram menor alteração dimensional na região média palatina em relação às resinas convencionais e de alto impacto, polimerizadas pelo método convencional.

Chen et al., em 1988, estudaram a estabilidade dimensional de resinas acrílicas de bases de próteses totais superiores em função de ciclos de polimerização (longo e curto) e espessura das bases. Utilizaram as resinas Lucitone e Hircoe nas espessuras 1,5; 3 e 5mm e dois ciclos de polimerização: 1) nove horas a 74°C e 2) uma hora a 74°C mais trinta minutos a 100°C. A contração de molar a molar e a alteração dimensional na região palatina posterior foi avaliada com um microscópio comparador após a polimerização e após trinta dias de armazenagem em água destilada. Concluiu-se que todas as bases de resina apresentaram contração após a polimerização independentemente do ciclo utilizado, sendo a espessura das bases um fator importante nesta contração. Na região posterior pode se observar uma discrepância visual entre a base e o modelo na ordem de 0,23 a 0,58mm. As bases mais espessas apresentaram menor contração de molar a molar, mas maior alteração dimensional na área palatina posterior, que é uma área crítica em relação à retenção onde uma grande discrepância dificilmente pode ser corrigida após o processamento. Após trinta dias de armazenamento em água houve um

aumento da desadaptação na área posterior do palato para a maioria das próteses analisadas.

Em 1989, Takamata e Setcos, realizaram uma revisão de literatura sobre alteração dimensional de resinas acrílicas polimerizadas pelos métodos convencional, químico, energia de microondas e através de luz visível. Concluíram que a tensão introduzida durante o processamento das resinas termopolimerizáveis poderia levar a distorções das bases. A ativação química por luz visível e energia de microondas foram apresentadas como métodos alternativos para melhorar a precisão dimensional das próteses assim como as técnicas de processamento.

Takamata et al., ainda em 1989, avaliaram a precisão dimensional de próteses confeccionadas com os métodos de polimerização: ativação química sob pressão de 5,5 unidades atmosféricas; método convencional de banho de água a 70°C por trinta minutos e 100°C por mais trinta minutos ou por imersão das amostras em água fervente por trinta minutos; por luz visível aplicada no lado externo durante dois minutos e no lado interno por seis minutos e por energia de microondas durante três minutos a 500W. Foram confeccionados modelos em gesso tipo IV a partir de um modelo metálico padrão, e sobre os modelos em gesso foram confeccionadas próteses totais com resina termopolimerizável convencional, resina quimicamente ativada, ativada por luz visível e própria para energia de microondas. A avaliação da adaptação das bases foi determinada pelo peso do material de impressão interposto entre a base da prótese e o modelo, e pela mensuração, em microscópio, da desadaptação em cinco pontos diferentes entre a prótese e o modelo metálico.

Todos os grupos mostraram alteração dimensional, porém as resinas acrílicas ativadas quimicamente pela técnica de resina fluída e as resinas polimerizadas por energia de microondas foram aquelas que apresentaram melhor adaptação. Segundo os autores, diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravaram a contração da resina devido à tensões internas, acumuladas na prótese total. A combinação de contração de polimerização, contração térmica, liberação de tensões após separação prótese-modelo diminuíram a adaptação das próteses aos tecidos.

Em 1989, Harvey e Harvey analisaram as alterações dimensionais no bordo posterior de bases de prótese confeccionadas com resina ativada por luz visível (Triad). Foram mensuradas as mudanças dimensionais de cinquenta bases de prótese confeccionadas com resina ativada por luz visível antes e após a cura, armazenadas em água e quando mantidas secas em bancada de laboratório. A desadaptação foi medida em três pontos referenciais marcados no bordo posterior, com auxílio de um microscópio. Os autores observaram que o ponto no meio do palato foi o que apresentou a maior desadaptação e concluíram que a estocagem em água à temperatura ambiente promove expansão, melhorando a adaptação das bases. Além disso, propuseram que esta resina estava indicada para pacientes que apresentavam sensibilidade ao monômero, por este material ser isento de monômero.

Polyzois, em 1990, afirmou que um dos principais fatores que contribuíam para a retenção de uma prótese era a tensão superficial de uma pequena película de

saliva interposta entre a base de prótese e os tecidos de suporte, e que as forças resultantes eram máximas quando a distância entre a base e o modelo era mínima. Além disso, os tecidos orais tinham mostrado notáveis propriedades de adaptação, mas isso não queria dizer que eles fossem sadios e normais sob condições que requeiram mudanças na ordem de 1mm ou mais. O autor investigou a adaptação de bases de próteses totais superiores aos modelos de gesso processadas pelo método convencional e utilizando também dois métodos de ancoragem das bases aos modelos mestres. Os métodos de ancoragem consistiram na adição de uma borda na região posterior da base de prótese se estendendo 8mm sobre a margem posterior do modelo e na confecção de seis orifícios na região posterior do modelo, três de cada lado da linha média. Após a polimerização, as bases foram recolocadas sobre seus respectivos modelos de gesso e os conjuntos prótese-modelo foram seccionados transversalmente e sagitalmente na região de linha média. A adaptação entre base e modelo foi mensurada com microscópio comparador em sete pontos na secção transversal e quatro na sagital. As próteses confeccionadas pelos métodos de ancoragem apresentaram melhor adaptação que aquelas confeccionadas pelo método convencional. Os autores concluíram que os métodos de ancoragem poderiam ser utilizados com sucesso para a confecção de próteses totais. A maior discrepância ocorreu na porção central da borda posterior palatina em ambos os sentidos de corte analisados, em todos os métodos de processamento realizados.

Em 1991, Al-Hanbali et al., realizaram uma pesquisa comparando a desadaptação de bases de resina submetidas a um duplo processo de polimerização. Bases de resina foram confeccionadas sobre trinta modelos de gesso

duplicados a partir de um modelo metálico de maxila edêntula, utilizando resina convencional polimerizada das seguintes maneiras: dez bases em banho de água durante sete horas a 70°C, seguido de três horas a 100°C (ciclo longo); dez bases em banho de água fervendo durante vinte minutos (ciclo curto); dez bases por irradiação em microondas durante vinte e cinco minutos a 65W. Após a polimerização, as amostras foram mantidas em meio úmido por 24 horas. A seguir, as bases foram reposicionadas sobre o modelo metálico com a interposição de uma camada de silicone por adição. Após a separação, foi vazado gesso na base com silicone, e a espessura do material de impressão foi medida em sete pontos diferentes na porção posterior do palato, através de um microscópio comparador. Posteriormente, uma camada de cera modeladora foi aplicada nos bordos das bases, e estas foram novamente incluídas e processadas de acordo com os mesmos métodos já descritos, exceto para o ciclo longo de banho de água onde as amostras permaneceram doze horas a 65°C, para garantir que a temperatura da água fosse mantida abaixo da temperatura de transição vítrea da resina. Assim, mediu-se novamente a adaptação das bases pela espessura da camada de silicone. Todas as bases de resina apresentaram distorção após o 1º e 2º ciclos de cura, sendo que a polimerização por microondas apresentou significativamente menor distorção do que a realizada em banho de água pelo ciclo curto, especialmente na região central do palato.

Sanders et al., em 1991, analisaram a adaptação de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas e pelo método convencional de banho de água, através da confecção de bases de próteses com duas resinas convencionais e

uma especial para microondas. Foram duplicados sessenta modelos de gesso a partir de um modelo metálico de alumínio, através de uma moldagem com silicone em moldeira individual de resina acrílica. Os métodos de polimerização utilizados foram o banho de água convencional a 74°C por nove horas e a irradiação por microondas por seis minutos e meio a 90W. As porções posteriores das bases foram recortadas até a região de primeiro molares e posteriormente armazenadas em água durante vinte e quatro horas. As bases foram, então, reposicionadas sobre o modelo metálico e o conjunto colocado sobre carga de 9,0Kg em direção vertical, verificando-se, posteriormente, o espaço existente entre a base e o modelo em cinco regiões diferentes, através de calibradores de espessura variando de 0,04 a 0,10, 0,15, 0,20 e 0,25mm. Verificou-se que as bases de resina processadas por energia de microondas foram tão bem adaptadas quanto àquelas polimerizadas pelo método convencional.

Em 1991, Wallace et al., analisaram a alteração dimensional de bases de próteses polimerizadas por energia de microondas. Os autores compararam a desadaptação de bases de resina termopolimerizável polimerizadas pelo método convencional com aquelas polimerizadas por microondas. Através da moldagem de um modelo padrão em resina, contendo sete pontos de referência, foram confeccionados cinquenta modelos em gesso pedra, os quais foram divididos em cinco grupos de dez amostras. No grupo controle, foram utilizadas muflas metálicas, resina termopolimerizável convencional em banho de água a 74°C durante nove horas, sendo os outros modelos incluídos em muflas plásticas reforçadas com fibra de vidro e processados com energia de microondas pelos seguintes ciclos: Grupo II-

86W por treze minutos, mais 448W por dois minutos, Grupo III- 86W por seis minutos e meio em cada lado, mais 448W por um minuto em cada lado; Grupo IV- 241W por dez minutos e Grupo V- 397W por dois minutos e meio para cada lado. Os pontos de referência das bases, reproduzidos em resina, foram medidos com um comparador óptico. Os resultados mostraram que as bases de resina polimerizadas por microondas apresentaram adaptação igual ou superior às aquelas polimerizadas por banho de água convencional.

Smith e Powers, em 1992, compararam a adaptação relativa de bases de prótese totais, feitas com sete resinas polimerizadas por diferentes métodos. A adaptação na região de molar a molar foi avaliada em três tempos: após processamento, após polimento e após quarenta e dois dias de armazenagem em água. Os autores verificaram que as próteses polimerizadas por energia de microondas (Acron-MC), calor moderado a 45°C (Perform) e luz visível (Triad) apresentaram melhor adaptação que as próteses processadas em altas temperaturas (Lucitone 199 a 74°C, Accelar 20, Compak e Permactriyl 29 a 100°C). A tradicional resina termopolimerizável Lucitone mostrou adaptação média após a armazenagem em água. Concluiu-se que a adaptação relativa das bases foi resultante da interação dos fatores contração de polimerização e liberação da tensão residual após remoção da base do modelo e sorção de água. Verificou-se também que o efeito da contração de polimerização sobre a adaptação da base no modelo de gesso não foi evidente imediatamente após o processamento, mas antes da remoção da base do modelo. Quando a base processada pela técnica de compressão foi removida do modelo, a tensão residual foi liberada e a distorção

manifestada resultou na pior adaptação. Após a armazenagem em água, a base aumentou em dimensão pela sorção de água, compensando parcialmente a contração de polimerização e resultando em melhor adaptação.

Em 1992, Turck et al., analisaram a alteração dimensional de próteses totais, comparando três resinas acrílicas e métodos de polimerização diferentes: 1) Resina convencional polimerizada em banho de água por nove horas a 85°C, acrescido de trinta minutos em água fervente, sob pressão de 3,500psi; 2) Resina para microondas (Acron-MC) polimerizada por três minutos a 500W, sob compressão de 3,500psi; 3) Resina acrílica ativada por luz visível durante doze minutos sob pressão manual. Após o polimento, as próteses foram pesadas e mantidas em água por período de dezessete dias. A avaliação da desadaptação foi realizada utilizando o sistema Michigan (MCGCMS), um sistema de medidas por computação gráfica que mede de forma tridimensional o espaço entre a base e o modelo mestre. Foram vinte e dois pontos orientados em dois planos frontais, distantes 7mm da superfície de cada corpo de prova. Os autores concluíram que a espessura da película de saliva era a mais importante força física na retenção da prótese total superior aos tecidos de suporte e que não havia diferença significativa com relação à desadaptação entre as três técnicas de polimerização analisadas.

Phillips, em 1993, relatou que existiam muitos fatores, além da adaptação da base, que seriam responsáveis por sua eficiência durante a função a ser desempenhada pela boca. Entretanto, a adaptação aos tecidos moles era muito importante, uma vez que a força máxima de mordida de um paciente que usa

prótese total era somente de 1/6 daquela exercida por uma pessoa com dentição natural. Assim, era necessário que a adaptação da base de prótese à estrutura bucal fosse a melhor possível, para impedir a perda da eficiência mastigatória. Relatou que para o processamento das bases, existiam inúmeros ciclos de polimerização, sendo o mais aceito aquele que utilizava o tempo de nove horas a 74°C, sem ebulição final, ou seja, um ciclo longo que utilizava baixa temperatura. Observou que a contração de polimerização era distribuída por toda a superfície da base da prótese total. O autor relatou também que existiam métodos alternativos para a ativação da reação de polimerização, como o método de ativação por energia de microondas, sendo que as próteses totais processadas por microondas apresentavam propriedades físicas comparáveis e adaptação semelhante ou superior às processadas pelos métodos convencionais.

Sykora e Sutow, em 1993, estudaram a influência de duas técnicas de processamento de resinas, da forma do palato e da imersão em água, sobre a desadaptação de bases de prótese na região de selado posterior do palato. Foram utilizados vinte modelos de gesso, sendo dez com palato profundo e dez com palato raso, sobre os quais foram confeccionadas bases em cera com espessura entre 1,5 a 2,0mm. Dez bases (sendo cinco com palato raso e cinco com palato profundo) foram processadas com resina convencional (Lucitone 199) enquanto as outras dez bases foram processadas utilizando-se a técnica da resina injetada (SR-Ivocap). Após a polimerização, a desadaptação de cada conjunto modelo-base foi mensurada com auxílio de um microscópio logo após a demuflagem, após o polimento e acabamento das bases e após períodos de armazenagem em água à

temperatura ambiente de uma hora, um dia e uma semana. Concluiu-se que a técnica da resina injetada apresentou pequena desadaptação quando comparada com a da resina convencional. Após uma semana de armazenagem em água, a resina injetada recuperava a alteração sofrida durante a polimerização, e, com as duas resinas utilizadas, o palato raso apresentou maior desadaptação se comparado ao palato profundo.

Um estudo feito por Dyer e Howlett, em 1994, comparou a estabilidade dimensional da resina específica para microondas (Acron-MC) com a resina de cura rápida (Meliodent), e examinou a distorção futura de ambas em reparos com resina de microondas (Acron-MC). Vinte bases foram confeccionadas com resina acrílica modificada de polimerização rápida em banho de água a 100°C por vinte e dois minutos. Posteriormente, vinte bases foram polimerizadas usando uma resina de microondas a 500W durante três minutos. A adaptação da borda posterior de cada base foi avaliada pela medida da espessura de um silicone de impressão interposto entre a base e o modelo mestre, com microscópio comparador, em sete pontos localizados na secção posterior do índice de silicone. Então, dez bases de cada grupo foram seccionadas à esquerda da linha média em direção parassagital e reparadas com resina de microondas, polimerizada por dois minutos a 500W, e, a seguir, reavaliadas. Todas as bases de resina acrílica distorceram após a polimerização inicial e após o reparo com resina acrílica para microondas. A maior distorção ocorreu na região média palatina. A resina acrílica formulada para polimerização em microondas não ofereceu vantagens em termos de estabilidade

dimensional comparada às resinas convencionais polimerizadas pelo método rápido de banho de água.

A influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptação de próteses totais, foram analisadas por Rizzatti-Barbosa et al., em 1995. Foram utilizadas duas resinas: uma convencional de ligação cruzada (Lucitone 550) e outra desenvolvida para microondas (Acron-MC), sendo que a primeira foi submetida à polimerização em banho de água a 73°C por nove horas e à polimerização através da energia de microondas nos ciclos de 500W por três minutos e 90W por treze minutos, enquanto a segunda foi submetida aos dois ciclos citados para o processamento por energia de microondas. Doze próteses totais foram confeccionadas para cada grupo experimental, num total de sessenta amostras, a partir de um modelo metálico simulando uma maxila edêntula. A primeira avaliação da desadaptação foi realizada logo após o acabamento das próteses e a segunda após as amostras terem ficado por trinta dias armazenadas em água destilada a 37°C. Dois testes de adaptação foram realizados: o primeiro consistiu na pesagem do material de impressão interposto entre as bases e o modelo mestre; e o segundo, na mensuração da espessura do material de impressão interposto entre a base e o modelo mestre no seu bordo posterior. Observou-se que: 1) as próteses confeccionadas com Lucitone 550 processadas em microondas a 500W por três minutos apresentaram a melhor adaptação; 2) as amostras com Lucitone 550 polimerizadas em banho de água apresentaram a pior adaptação; 3) todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenagem em água; 4) as amostras que apresentaram melhor adaptação após

período de armazenagem foram as de Lucitone 550 polimerizadas por energia de microondas a 500W três minutos; e 5) as amostras que apresentaram pior adaptação após período de sorção de água foram as da resina Acron-MC polimerizadas por energia de microondas a 500W três minutos. Concluiu-se que mais experimentos deveriam ser realizados para tentar elucidar algumas variáveis relacionadas ao processamento de próteses totais.

Sykora e Sutow, em 1996, analisaram a adaptação de bases de prótese confeccionadas sobre um modelo de gesso de alta expansão (Ivoclar AG), com a finalidade de compensar a alteração dimensional da resina. Dez modelos seguindo um padrão com palato raso foram confeccionados, sendo cinco em gesso tipo III e cinco em gesso de alta expansão. Sobre estes modelos foram confeccionadas bases de 2,0mm de espessura, sendo que cinco conjuntos base-modelo foram submetidos à polimerização com resina convencional (Lucitone 199) e outros cinco foram polimerizados com resina injetada (SR-Ivocap). Após a polimerização, as bases sofreram acabamento e polimento e foram armazenadas em água por um dia e após por uma semana para a realização das leituras. A análise da desadaptação foi realizada em microscópio com resolução de 0,001mm. Concluiu-se que as bases confeccionadas em modelos de gesso de alta expansão apresentaram melhor adaptação em relação àquelas confeccionadas com gesso tipo III, independente da técnica de polimerização utilizada.

Em 1998, Boberick e Mccool verificaram a estabilidade dimensional de bases de prótese fotopolimerizadas por dois diferentes métodos. Foram confeccionadas

quarenta bases em resina Triad (VCL) através de dois métodos: 1) Exposição à luz de toda a superfície da resina de uma única vez, de acordo com as instruções do fabricante; 2) Proteção da área do palato para evitar a penetração de luz e polimerização da resina em três estágios, com a readaptação da camada protetora entre as fases de polimerização. Avaliou-se dez bases de cada grupo uma hora após a polimerização, sendo as outras dez bases restantes de cada grupo avaliadas sete dias após a polimerização. A desadaptação foi verificada, com auxílio de um microscópio digital, pela mensuração de três diferentes pontos: A, B e C, sendo A e C, pontos localizados na crista do rebordo alveolar, e B, localizado na região média do palato. A primeira medição foi efetuada na borda posterior e medições subsequentes foram realizadas à distâncias de 5, 10, 15 e 20mm da borda posterior, após a redução do conjunto com um cortador de gesso. Concluíram que a maior desadaptação ocorreu na região média do palato, na região posterior, em todas as amostras e que as discrepâncias nesta região certamente teriam efeito negativo na retenção das próteses. Além disso, a técnica de proteção do palato para prevenir a penetração de luz durante a polimerização da resina, proposta neste trabalho, poderia reduzir a desadaptação das bases de prótese de maneira significativa.

Domitti et al., em 1998, analisaram as influências das distorções dimensionais ocorridas nas resinas acrílicas na adaptação de próteses totais superiores após processamento e armazenamento em água a 37°C. Com cortes nas regiões anterior, média e posterior do conjunto modelo-prótese, foi possível identificar os locais mais favoráveis e desfavoráveis à adaptação de uma prótese total superior com auxílio de um microscópio comparador linear. Os resultados foram analisados pelo teste de

Tukey ($p < 0,05$) indicando que a região posterior do palato apresentou os maiores índices de desajuste e os tempos de armazenagem em água não influenciaram os resultados.

Ganzarolli, em 1999, analisou a adaptação e porosidade de setenta e duas bases de prótese confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável (Clássico) e resinas acrílicas para microondas (Acron-MC e Onda Cryl), as quais foram submetidas, após a polimerização, a um procedimento de resfriamento brusco e convencional. A desadaptação foi analisada, após a demuflagem e após período de armazenagem de trinta dias, pelos seguintes métodos: 1) Peso de silicone interposto entre a base de resina e a superfície do modelo de gesso e, 2) Medida da distância entre a base de resina e o modelo de gesso, através de um microscópio comparador. Os resultados indicaram que o resfriamento brusco potencializou a desadaptação das resinas avaliadas, sendo que a microscopia permitiu avaliar a desadaptação em pontos determinados, não possibilitando a verificação da mesma em toda a base. A armazenagem em água permitiu a recuperação da adaptação nas três resinas avaliadas.

Almeida et al., em 1999, verificaram a desadaptação das bases de prótese total, confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente, sob a influência das técnicas de polimerização convencional, por calor seco e por energia de microondas. Trinta modelos em gesso pedra representando uma arcada superior edêntula foram confeccionados. Sobre estes, foram confeccionadas as bases de prova, as quais foram divididas aleatoriamente em três grupos de dez elementos, incluídos em mufla

pela técnica convencional. Após a polimerização e acabamento, as bases em resina foram fixadas em seus respectivos modelos com adesivo instantâneo. Metade dos conjuntos base de prótese-modelo de gesso foi seccionada em três cortes látero-laterais e o restante, em três cortes antero-posteriores. A alteração dimensional ocorrida na base de resina acrílica foi avaliada com microscópio comparador em cinco pontos referenciais demarcados em cada tipo de corte. Os resultados mostraram que todas as técnicas avaliadas produziram desadaptações, sem diferença estatística significativa. Entretanto, dentro de uma mesma técnica, o desajuste foi significativo entre os cortes num mesmo sentido. Não houve diferença estatística entre os cortes látero-laterais e antero-posteriores, sendo a maior desadaptação verificada na região de “post-dam”.

Padovan et al., em 1999, avaliaram a desadaptação em bases de prótese total, confeccionadas com resina acrílica de rápida polimerização (QC-20) em função de três técnicas de polimerização. Foram confeccionados quinze modelos em gesso pedra e sobre eles bases de prótese com espessura de 1,5mm, divididas aleatoriamente nos grupos: 1) ciclo convencional (polimerização em banho de água aquecida a 74°C por nove horas), 2) ciclo rápido (polimerização em água fervente por vinte minutos) e 3) por energia de microondas (polimerização em forno de microondas a 500W por três minutos). O conjunto base de prótese-modelo foi seccionado em três secções látero-laterais e a leitura da desadaptação verificada em um microscópio comparador. Observou-se que a resina acrílica QC-20, quando polimerizada pelos ciclos de nove horas e de vinte minutos, apresentou

estatisticamente melhor adaptação quando comparada ao ciclo por microondas. A maior média de desadaptação ocorreu na linha média da região posterior.

Arioli Filho et al., em 1999, estudaram a influência da forma geométrica dos palatos triangular, oval e plano e do tempo de armazenagem em água de trinta dias sobre a adaptação de bases de próteses totais superiores confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável. As bases foram polimerizadas, acabadas e armazenadas em água. Após o período de armazenagem, as bases foram fixadas em seus respectivos modelos e seccionadas transversalmente nas regiões de “post-dam”, fossas centrais de primeiros molares e distal de caninos. A adaptação entre a base de resina e o modelo mestre foi avaliado através de um microscópio comparador linear. Verificou-se que a região posterior (post-dam) apresentou os maiores valores de desadaptação, seguida pelas regiões mediana e anterior, sendo que a forma geométrica do palato não influenciou significativamente na adaptação das próteses totais. No entanto, observou-se uma tendência de maior desadaptação para a forma geométrica triangular do palato.

Rizzatti-Barbosa, em 2000, estudou as alterações de adaptação ao modelo, do bordo posterior de bases de prótese totais superiores polimerizadas por energia de microondas, em função de três tratamentos: método de polimerização, polimento e sorção de água. A partir de um modelo padrão metálico foram confeccionados vinte e quatro modelos, os quais foram divididos em dois grupos: 1) polimerizados com resina Lucitone 550 em banho de água por nove horas a 73°C e 2) polimerizados com resina Acron-MC em forno de microondas durante três minutos a

500W. As amostras foram polidas e armazenadas em água a 37°C durante trinta dias. A desadaptação da região posterior foi avaliada, em cada tratamento, através da medição de um silicone de condensação interposto entre o modelo e a base de prótese, em sete pontos, com auxílio de um microscópio comparador. Os autores concluíram que todas as amostras apresentaram desadaptação em todos os pontos e que os pontos sobre o rebordo e na região central do palato foram os locais de maior desajuste em ambos os métodos de polimerização.

Consani, em 2000, analisou a adaptação das bases de prótese total superior, confeccionadas com resina acrílica termicamente ativada Clássico, em função das variáveis prensagem e polimerização. Quarenta modelos em gesso pedra foram confeccionados e divididos em quatro grupos de dez, de acordo com os seguintes tratamentos: Grupo 1: prensagem da resina e polimerização imediata em banho de água aquecida a 74°C por nove horas (método convencional); Grupo 2: prensagem e polimerização após seis horas, pelo método convencional; Grupo 3: prensagem da resina acrílica, utilização do dispositivo RS de contensão (constituído de duas barras de ferro medindo 150 x 40 x 8 mm que são colocadas em cima e embaixo da mufla e parafusadas uma à outra após a prensagem final com a finalidade de manter a mufla com a mesma pressão imposta pela prensa hidráulica de bancada) e polimerização imediata pelo método convencional; Grupo 4: prensagem, utilização do dispositivo RS de contensão e polimerização após seis horas, pelo método convencional. A desadaptação foi analisada em cinco pontos referenciais em três cortes transversais (anterior, médio e posterior). Concluiu-se que a desadaptação foi significativamente menor quando se utilizou o dispositivo RS, sendo que os melhores níveis de

adaptação foram verificados no corte anterior, seguido pelos cortes médio e posterior.

Gennari Filho et al., 2000, recomendam aguardar um período que vai de uma a quatro horas, antes de levar a mufla à polimerização após a prensagem, denominando esta fase de polimerização de bancada. Justificam afirmando que existem inúmeras vantagens sobre a prática da colocação imediata no polimerizador, como: 1) longo período de escoamento da massa, permitindo um equilíbrio de pressões através do molde; 2) maior tempo para dispersão mais uniforme do monômero através da massa de resina; 3) maior exposição dos dentes de resina ao monômero da massa, produzindo uma união melhor dos dentes com o material.

Goiato et al., em 2000, avaliaram a alteração dimensional linear e a ocorrência de porosidade em quatro tipos de resinas acrílicas para base de dentaduras: Clássico, QC-20, Vipi Dent e Onda Ceryl. Os métodos de polimerização variaram entre convencionais, recomendados pelos fabricantes, e através de energia de microondas, com ou sem polimento químico. Verificaram que todas as resinas para base de dentaduras analisadas, independente do método de polimerização e presença ou não de polimento químico, apresentaram alteração linear negativa (contração). As resinas acrílicas Clássico, Vipi Dent e QC-20, polimerizadas pelo método convencional, apresentaram maior contração, estatisticamente significativa, em relação às mesmas resinas polimerizadas por energia de microondas.

Consani et al., em 2001, investigaram a alteração dimensional das bases de prótese total influenciada pelos estágios de resina acrílica termopolimerizável Clássico, proporcionada e polimerizada de acordo com as instruções do fabricante. Quinze bases em cera foram confeccionadas e distribuídas aleatoriamente em três grupos de cinco amostras de acordo com os estágios da resina acrílica (fibrilar, plástico e borrachóide). A resina acrílica foi prensada em mufla metálica e submetida ao ciclo de polimerização em banho de água a 74°C por nove horas. Após esfriamento da muflas em temperatura ambiente, as bases de resina foram removidas, acabadas e fixadas nos modelos com adesivo instantâneo. O conjunto base de resina-modelo de gesso foi seccionado transversalmente em três cortes (A, B e C) e a fenda entre base-modelo medida em cinco pontos para cada secção, utilizando um microscópio comparador com precisão de 0,001mm. Os resultados submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey mostraram que a fase plástica apresentou os melhores valores de adaptação com diferença estatística significativa quando comparada com a fibrilar e borrachóide. Em todos os estágios, os melhores resultados foram observados na secção A (distal de caninos) e os piores na secção C (região posterior do palato).

Consani et al., em 2002a, analisaram a influência dos estágios e tempos pós prensagem na alteração dimensional de base de próteses de resina acrílica Clássico, proporcionada de acordo com as instruções do fabricante e polimerizada no ciclo convencional. Quarenta e cinco bases em cera foram confeccionadas e distribuídas aleatoriamente em três grupos de quinze amostras, de acordo com os estágios da resina acrílica (fibrilar, plástico e borrachóide) e, subdividida nos tempos

de pós-prensagem: imediato, doze horas e vinte e quatro horas. A resina acrílica foi prensada em mufla metálica e submetida ao ciclo de polimerização em banho de água a 74°C por nove horas. Após o esfriamento das muflas em temperatura ambiente, as bases de resina foram removidas, acabadas e fixadas nos modelos com adesivo instantâneo (Super Bonder). O conjunto base de resina-modelo de gesso foi seccionado transversalmente em três cortes e a fenda entre base-modelo medida em cinco pontos para cada secção, com auxílio de um microscópio comparador com precisão de 0,001mm. Os resultados mostraram que a adaptação da base de prótese foi influenciada pela interação estágio da resina e tempo pós-prensagem. Em todos os tempos pós-prensagem, o estágio plástico apresentou os menores valores de alteração dimensional.

Consani et al., ainda em 2002b, estudaram as alterações dimensionais de bases de dentaduras confeccionadas com resinas acrílicas termopolimerizáveis disponíveis comercialmente. Quinze conjuntos modelo de gesso-base de cera foram preparados para inclusão em mufla. As resinas acrílicas Clássico, Vipcril e Meliodent Multicryl foram preparadas de acordo com as instruções dos fabricantes. Depois da pressão final da resina acrílica, as muflas foram colocadas em prensas e submetidas a ciclos de polimerização em banho de água seguindo as instruções dos fabricantes. As bases de resina foram fixadas sobre os modelos com adesivo instantâneo (Super Bonder) e os conjuntos seccionados lateralmente nas regiões correspondentes à distal de caninos (A), mesial de primeiros molares (B), e região posterior do palato (C). O espaço entre o modelo de gesso e a base de resina foi verificado com auxílio de um microscópio comparador, com precisão de 0,001mm, em cinco pontos de

referência para cada tipo de corte. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey e uma diferença estatisticamente significativa entre as resinas acrílicas estudadas foi mostrada. O padrão de desadaptação verificado na região posterior do palato foi confirmado no corte C com diferença estatística significativa entre as três resinas acrílicas, sendo a resina Clássico a que apresentou os melhores valores de adaptação e a resina Vipi Cril, os piores. Entretanto, não houve diferenças estatísticas nos cortes A e B, dentro do fator resina.

Polychronakis et al., em 2003, apresentaram um estudo clínico de cinco anos no qual avaliaram as alterações dimensionais ocorridas durante a construção e o uso de próteses totais maxilares feitas de dois tipos de resinas acrílicas. Foram construídas próteses totais para dezessete pacientes edêntulos. Nove pacientes receberam dentaduras feitas de resina acrílica termopolimerizada convencionalmente, e oito pacientes receberam dentaduras feitas de resina termopolimerizada pelo ciclo rápido. Medições foram feitas através de três pontos de referência em seis ocasiões: no estágio de inclusão, no momento da inserção da dentadura, e após uma semana, um mês, três meses e cinco anos de uso. Os resultados mostraram que os dois tipos de dentaduras apresentaram o mesmo padrão de alterações dimensionais. Uma contração de 0,27% foi estimada no estágio de inserção. Durante os três primeiros meses de uso, um decréscimo da alteração dimensional inicial foi observado. Depois de três meses, uma gradual compensação para contração inicial começou a ocorrer. No final do período do estudo (cinco anos), uma expansão acima de 0,35% foi verificada. Os autores concluíram que próteses totais maxilares feitas de resinas acrílicas

termopolimerizadas convencionalmente ou por ciclo rápido exibiram alterações dimensionais que foram consideradas clinicamente aceitáveis.

Costa et al., em 2004, estudaram a desadaptação de bases de próteses totais ao modelo de gesso, comparando duas técnicas de ancoragem mecânica (palatina e periférica total) à técnica convencional. Para tanto, um modelo metálico de maxila edêntula foi confeccionado e, a partir de um molde de silicone duplicador, foram obtidos trinta modelos de gesso idênticos que foram divididos em três grupos: GC (grupo controle), composto pelas bases de resinas confeccionadas pela técnica convencional; GP (grupo ancoragem palatal), composto pelas bases confeccionadas pela técnica de ancoragem posterior e GT (grupo ancoragem total), composto pelas bases confeccionadas com ancoragem periférica total. Os conjuntos modelo-base de resina foram recortados na região posterior do palato para a verificação da desadaptação com auxílio de um microscópio de medição. Os autores observaram que os três métodos utilizados para a confecção de bases de próteses totais produziram desadaptação na região média do palato. No entanto, os métodos de ancoragem mecânica reduziram significativamente os espaços na região mediana do palato em relação ao método convencional, favorecendo à melhor adaptação das bases ao tecido fibromucoso.

Goiato et al., em 2004, avaliaram a alteração dimensional e a porosidade de três tipos de resinas acrílicas para base de dentaduras (QC-20, Vipi Dent e Onda Cryl), em função do método de polimerização utilizado: por energia de microondas ou convencional. Os autores verificaram que as resinas acrílicas polimerizadas por

energia de microondas apresentaram, numericamente, maior instabilidade dimensional em relação às resinas polimerizadas pelo método convencional, tanto para as distâncias maiores quanto para as menores, com exceção da resina específica para polimerização em microondas Onda Cryl. A porosidade nos corpos de prova oscilou entre média e ausente, havendo maior contagem de poros nos corpos de prova polimerizados por energia de microondas.

REVISÃO DA LITERATURA

2.2 MICRODUREZA SUPERFICIAL

Peyton, em 1950, comparou diferentes métodos de processamento de resinas acrílicas para base de prótese total, como calor seco, desenvolvido por duas placas aquecidas eletricamente e aplicadas sob compressão; estufa; luz infra vermelha; vapor d' água; indução de calor por gerador eletrônico, e o banho de água. Após a polimerização e resfriamento das bases de próteses à temperatura ambiente, a dureza Knoop, com auxílio de aparelho de testes Tukon, e a contração linear foram analisadas. Os resultados mostraram que os métodos de aquecimento à seco produziram bases tão satisfatórias quanto o método de banho de água. O autor concluiu que a maior dificuldade nesse processo era o controle da temperatura de polimerização, que para a maioria dos produtos era de 71°C a 75°C, sendo a ideal 74°C. Verificou-se que os valores de microdureza não apresentaram diferenças significativas quando as resinas foram processadas por qualquer dos métodos analisados.

A American Dental Association, em 1958, através da sua especificação nº 15 para dentes de resina acrílica afirma que a porção correspondente ao esmalte dos dentes de resina acrílica devem apresentar uma valor de dureza Knoop não menor que 15,0Kg./mm².

Em 1975, von Fraunhofer e Suchatlampong analisaram o efeito da umidade sobre a microdureza superficial dos polímeros para base de prótese totais, de ativação térmica e química. O ciclo de polimerização utilizado para a resina acrílica ativada termicamente foi o de banho de água a 74°C durante uma hora e trinta minutos e então aquecido até a ebulição do monômero durante trinta minutos, com resfriamento lento. A resina acrílica ativada quimicamente foi polimerizada à temperatura ambiente. Para a observação das amostras foi utilizado um aparelho de espectroscopia infravermelha (Perkin-Elmer 157), sendo o poder de penetração de 5 a 10mm no interior da massa de resina acrílica, caracterizando a natureza superficial dos polímeros para base de próteses totais, antes e após o desgaste superficial. O polimento foi realizado com discos de carboneto de silício de granulação decrescente, com velocidade constante de 300rpm, e as amostras foram examinadas após armazenagem em água destilada a 37°C durante doze dias. Várias séries de leitura de microdureza de ambas resinas foram realizadas após polimerização e doze dias de armazenagem. A microdureza das superfícies abrasionadas foi determinada antes e após armazenagem de doze dias. As amostras foram abrasionadas com discos de carboneto de silício de granulação decrescente e posteriormente polidas com pasta de diamante com partícula de sete com tamanho de 1mm, lavadas com álcool e secas com algodão. Foi utilizado um aparelho Reichert, adaptado a um microscópio metalúrgico Reichert MeF 2, com carga de 20g para a realização das leituras de microdureza. Os resultados mostraram que a superfície é mais macia que o corpo da amostra nas duas resinas, e a abrasão da superfície da amostra remove a camada superficial macia, resultando num aumento da microdureza. As amostras ativadas termicamente

significativamente foram mais duras em relação às amostras ativadas quimicamente, notando que essa diferença se manteve após armazenagem em água. O uso de espectroscopia infravermelha mostrou que as superfícies de ambos tipos de resinas diferem de modo significativo das resinas abrasionadas. A armazenagem em água, produzindo uma diminuição da microdureza superficial, indica que a água penetra na camada amorfa superficial da resina acrílica, exercendo desse modo, um efeito plastificante ou amolecedor. Assim, sugeriu-se a existência de uma interação química entre a água e a camada superficial da resina.

Jagger, em 1978, estudou as propriedades mecânicas e o efeito do ciclo sobre o grau de polimerização das resinas acrílicas. Amostras de resinas acrílicas convencionais foram preparadas misturando-se pó-líquido na proporção 3,5:1 em volume, sendo que para a polimerização utilizaram-se quatro ciclos diferentes: 1) sete horas a 70°C; 2) quatorze horas a 70°C; 3) uma hora a 100°C e 4) sete horas a 70°C mais uma hora a 100°C. As amostras foram, a seguir, imersas em ácido nítrico a 80% durante cinco segundos, lavadas em água, secas com ar comprimido, examinadas e fotografadas com lupa Zeiss Ultraphot. A viscosidade da solução foi realizada pela dissolução de 5g de polímero em 100mL de clorofórmio em banho de água, controlando a temperatura a $20 \pm 0,5^\circ\text{C}$, e mensurada com um viscosímetro, sendo que a quantidade de monômero residual foi determinada usando a cromatografia gasosa. Para a realização dos ensaios de dureza, utilizou-se um microdurômetro Wallace, após as amostras serem armazenadas em água por um mês, e, uma máquina Instron com velocidade de 5,0cm/min para os ensaios de resistência transversal. Em seguida, a sorção de água foi verificada através do peso

de amostras secas e amostras imersas em água destilada a 37°C de uma a vinte e quatro horas, uma vez que o ganho de água foi expresso como sendo porcentagem de aumento do peso da amostra após remoção de dissecador. Concluiu-se que o ciclo de polimerização não tem efeito sobre a dissolução do polímero no monômero, sendo que o melhor ciclo de polimerização foi de sete horas a 70°C seguido de uma hora a 100°C, o qual produziu amostras com alto grau de polimerização e, com melhores valores de microdureza e resistência transversal, garantindo dessa forma, amostras sem porosidades e com alto peso molecular. A concentração de monômero residual é o parâmetro mais importante na determinação das propriedades do material, sendo que existe uma correlação entre o monômero residual, microdureza, resistência transversal e sorção de água.

Reitz et al., em 1985, investigaram as propriedades físicas da resina termopolimerizável convencional (Microlon-LW) polimerizada pelos ciclos: banho em água e por energia de microondas. Foram confeccionadas vinte mostras com 25,0 x 12,0 x 2,5mm de dimensão e outros vinte corpos de prova com espessura maior (3,0 x 1,0 x 1,0cm), sendo que metade de ambas as dimensões foram polimerizadas em banho de água a 74°C durante oito horas, e a outra metade em forno de microondas a 400W por dois minutos e meio de cada lado. Posteriormente, mais dez amostras espessas foram confeccionadas e polimerizadas em forno de microondas a 90W por seis minutos e meio de cada lado. Investigou-se as seguintes propriedades físicas: microdureza utilizando uma impressora Barcol; resistência transversal numa máquina Instron; e porosidade, onde as amostras polidas foram imersas em tinta preta e polidas novamente e o número de poros contidos numa área de 2,4 x 1,9mm

contados com aumento de vinte vezes. Os autores verificaram que as propriedades físicas de microdureza superficial, porosidade e resistência transversal não mostraram diferença estatística significativa quando um ou outro método de polimerização foi utilizado. Concluíram que as propriedades físicas das resinas processadas por energia de microondas comparam-se favoravelmente às das resinas polimerizadas por banho de água convencional.

Truong e Thomas, em 1988, estudaram as propriedades físicas das resinas acrílicas polimerizadas por dois ciclos diferentes: microondas e banho convencional de água. Amostras com dimensões específicas para ensaios de resistência transversal, microdureza Knoop, sorção de água, perda de massa por lixiviação, extração do solvente e porosidade foram confeccionadas com quatro tipos diferentes de resinas acrílicas. As amostras na polimerização realizada por banho de água, foram imersas em água fervente, onde a fonte de calor foi imediatamente desligada, reaplicada após vinte minutos e, então mantida por dez minutos. A resina preparada para polimerização por energia de microondas foi pré-polimerizada durante um minuto a 90W, e posteriormente as amostras utilizadas para verificação da porosidade foram polimerizadas por um dos seguintes ciclos: 1) treze min. a 90W, 2) vinte e quatro min. a 90W, 3) trinta min. a 90W, 4) seis min. a 60W e seis min. a 90W, todos seguidos de dois minutos a 500W. Para os demais ensaios o primeiro método de polimerização foi utilizado, onde posteriormente as amostras foram resfriadas em água corrente por vinte minutos. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa em relação aos valores de resistência transversal e microdureza superficial para os dois ciclos de polimerização, mas, a presença de

porosidade foi verificada em todas as amostras, sendo atribuída ao excesso de calor da reação exotérmica de polimerização, que pode ser diminuída pelo controle da energia aplicada no início da reação.

Em 1989, Sholsberg et al., compararam algumas propriedades físicas, precisão dimensional e porosidade, utilizando dois ciclos de polimerização: convencional e microondas. A resina convencional foi utilizada para confecção das próteses totais e com os ciclos de: 1) banho de água a 74°C durante oito horas, seguido de aquecimento a 100°C por uma hora; 2) irradiação por energia de microondas por treze minutos a 90W com mufla em posição vertical e, noventa segundos a 500W em posição horizontal. As muflas foram resfriadas durante vinte minutos em bancada, colocadas sob água corrente, sendo que as próteses foram acabadas e armazenadas em água destilada por vinte e um dias a 37°C. O estudo da precisão dimensional foi realizado através do peso, com a interposição de silicone de adição entre modelo mestre e base de resina sob aplicação de carga. O estudo da porosidade foi feito através de um corte nas próteses (região de molares) e avaliação com microscópio com aumento de dez vezes. As amostras de resinas polimerizadas pelos dois ciclos (convencional e microondas), foram polidas e armazenadas vinte e um dias em água para a realização dos ensaios: 1) densidade, sendo calculada pela divisão do peso pelo volume da amostra; 2) resistência transversal, verificada através de um aparelho Instron-1123 com velocidade de 1mm/min; 3) microdureza Knoop, observada sob carga de 200g; 4) monômero residual, por espectroscopia infravermelha. Por outro lado, próteses parciais removíveis foram confeccionadas e polimerizadas por energia de microondas e

banho de água e avaliadas em relação à dureza Knoop, porosidade, bem como a adaptação da resina tanto ao metal das próteses quanto aos dentes artificiais. Concluiu-se que não houve diferença na adaptação das próteses com relação aos dois métodos de polimerização, assim como nenhuma diferença foi encontrada entre os valores de resistência transversal, microdureza superficial, densidade e monômero residual das amostras analisadas, para ambos os métodos de polimerização.

Smith et al., em 1992, analisaram sete tipos de resinas: Accelar 20 (A), Acron (AMC), Compak 20 (C), L-Lucitone 199 (L), Perma-cryl 20 (P20), Perform (PE) e Triad (T), polimerizados pelos diferentes ciclos: irradiação por energia de microondas, banho de água quente e luz visível. Foram avaliados os ensaios de dureza Knoop, resistência transversa, resistência ao impacto, módulo de elasticidade e recuperação elástica. Todas as amostras de resinas foram armazenadas em água destilada a 37°C por sete dias antes da realização dos testes. Os autores observaram que a resina ativada por luz visível (Triad) apresentou o mais alto valor de microdureza. Entre as quatro resinas analisadas sob duas condições de polimerização (A, C, L e P20), somente a microdureza superficial da resina C diminuiu significativamente pela polimerização por microondas, sendo que o valor de microdureza das outras resinas não foi afetado. Além disso, observou-se que a polimerização por microondas melhorou o módulo de elasticidade de duas resinas (A e C), diminuiu a resistência ao impacto (L) de uma e teve pouco efeito nas propriedades de outras duas resinas (C e P20). Concluiu-se que as

resinas A, AMC, C, P20, PF e T foram, em geral, mais duras e menos flexíveis, porém apresentaram menor resistência ao impacto.

Craig, em 1993, comentou sobre a aplicação protética dos polímeros. Relatou em seu estudo que, embora a adição de agentes plastificantes possa aumentar a resistência ao impacto das resinas acrílicas, esse aumento vem acompanhado da diminuição da microdureza, do módulo de elasticidade, do limite proporcional, bem como, da resistência à compressão. Os valores baixos de microdureza superficial encontrados nos materiais mostraram que os mesmos podem ser riscados facilmente. A adição de partículas inorgânicas pode aumentar a resistência à abrasão, mas a matriz da resina permanece com a mesma microdureza superficial. Em relação à estabilidade dimensional, o excesso de calor ocasionado pelo acabamento da prótese pode distorcer a base da prótese. Nas resinas ativadas quimicamente, foi observada uma grande quantidade de monômero residual, enquanto em relação à temperatura, os picos para as resinas ativadas quimicamente não são tão altos quanto aqueles das ativadas termicamente. A utilização de água com sabão produziu menos abrasão na superfície das resinas quando comparado com os agentes de limpeza e dentifrícios.

Em 1994, Ilbay et al., estudaram as propriedades físicas das resinas convencionais e se as mesmas podem ser utilizadas para a polimerização através da energia de microondas. Foram confeccionados corpos de prova (20,0mm de diâmetro x 1,0mm de espessura) e polimerizados com resina termoativada convencional Meliodent através de vinte e um ciclos diferentes por variação da

potência de irradiação e do tempo de cura: 110, 165, 220, 275, 330W com os tempos de três, seis e dez minutos e a potência de 550W, utilizada nos tempos de um, dois, três, seis, oito e dez minutos. O ensaio de microdureza Vickers foi realizado de acordo com a especificação alemã de 1981, e a especificação nº 09 da Associação Dentária Americana foi utilizada para verificação dos ensaios de resistência transversal e de deflexão em amostras que apresentaram maior dureza no ensaio anterior. Ensaio de sorção de água e solubilidade foram feitos em amostras de $0,5 \pm 0,05$ mm de espessura. Observaram que a polimerização ocorreu em quinze dos vinte e um ciclos utilizados, sendo que o tempo máximo foi de dez minutos utilizando potência mínima de 110W e o tempo mínimo foi de três minutos na potência máxima de 550W. Utilizando tanto o ciclo convencional do banho de água aquecida quanto o ciclo de microondas, não houve diferenças com relação aos ensaios de microdureza, resistência transversal e deflexão, bem como os valores de sorção de água e solubilidade fornecidos estão de acordo com as especificações da A.D.A.. Os autores concluíram que as resinas convencionais podem ser utilizadas para a polimerização por energia de microondas.

Mesquita, em 1995, analisou o efeito do polimento químico sobre a dureza, rugosidade superficial e resistência ao impacto das resinas ativadas química e termicamente, em diferentes períodos de armazenagem. Foram confeccionadas oitenta amostras, utilizando uma matriz retangular de alumínio incluída em mufla, cujo molde impresso no gesso foi preenchido com resina acrílica; e divididas em quatro grupos de variáveis, com cinco repetições cada variável, nos períodos de uma hora, um dia, uma semana e um mês. Posteriormente ao processamento, as

amostras foram divididas em dois grupos e polidas pelos métodos de polimento químico e convencional, bem como, armazenados em água destilada a 37°C durante os períodos propostos acima. Os ensaios realizados foram: Rugosidade superficial, num rugosímetro Prazis (Rug-3); Resistência ao impacto, numa máquina Otto Wolpert Werke (Sistema Charpy); e Microdureza superficial, com penetrômetro Durimet. Os resultados revelaram que na rugosidade houve diferença entre as resinas, quando polidas de maneira convencional, apenas no período de armazenagem de um mês. Em relação ao polimento químico, em todos os períodos de armazenagem, com superioridade estatística para os valores apresentados pela resina acrílica ativada quimicamente com polimento químico em todos os períodos de armazenagem e com o polimento convencional no período de armazenagem de um mês. Para ambas as resinas, os melhores valores obtidos foram com o polimento convencional em todos os períodos de armazenagem. Em relação à resistência ao impacto, houve semelhança entre as resinas quando polidas de maneira convencional, apenas no período de armazenagem de um mês, e no polimento químico, em todos os períodos de armazenagem, com superioridade estatística para os valores apresentados pela resina acrílica ativada quimicamente, com polimento convencional nos períodos de uma hora, um dia e um mês de armazenagem. O ensaio de microdureza superficial revelou diferença entre as resinas quando polidas de modo convencional, com superioridade para a resina acrílica ativada termicamente com um dia de armazenagem, e para a resina acrílica ativada quimicamente com um mês de armazenagem. Com relação ao polimento químico, a resina acrílica ativada termicamente apresentou superioridade estatística apenas nos períodos de um dia e uma semana de armazenagem. Para a resina acrílica

ativada quimicamente, o polimento convencional apresentou valores superiores estatisticamente em todos os períodos de armazenagem; e em relação a ativada termicamente, houve diferença estatística entre os polimento apenas no período de um dia de armazenagem, com superioridade para o polimento convencional.

Borges, em 1998, estudou as variáveis: polimento, rugosidade, porosidade e microdureza superficial da resina acrílica QC-20, sob a influência de diferentes ciclos de polimerização. Foram confeccionados corpos de prova a partir de matrizes retangulares de alumínio (65 x 10 e 64 x 9 x 3,5mm), fixadas com adesivo à base de cianocrilato (Super Bonder) em um suporte de madeira. Em seguida, as matrizes foram moldadas com silicona por condensação (Zetalabor, Labordental Ltda.) e os moldes incluídos em muflas metálicas e muflas com reforço de fibra de vidro, próprias para a utilização em forno de microondas. A proporção pó/líquido e mistura, bem como a prensagem da resina acrílica QC-20 foram realizadas de acordo com as instruções do fabricante. Posteriormente a polimerização nos ciclos de água aquecida a 74°C por nove horas; água em ebulição; e, por energia de microondas, e resfriamento em temperatura ambiente, os corpos de prova foram removidos das muflas e submetidos aos processos de acabamento e polimento convencional. Em seguida, os corpos de prova foram submetidos aos ensaios de rugosidade, num Rugosímetro Prazis Rug-3; microdureza num Microdurômetro Future Tech, polimento superficial, utilizando uma lupa estereoscópica com aumento de vinte e cinco vezes e fotografias de áreas pré-determinadas; e porosidade aparente, através da imersão dos corpos de prova em tinta nankin por duas horas. Os resultados do ensaio de polimento superficial foram verificados através da comparação fotográfica

da superfície dos corpos de prova. Os autores concluíram que o método recomendado pelo fabricante diferiu estatisticamente dos outros métodos em microdureza superficial, diferiu estatisticamente de ambos em rugosidade e não apresentou diferença estatística em porosidade. Para a variável polimento convencional, observou-se que as superfícies mais lisas e polidas foram devidas ao processamento recomendado pelo fabricante, seguidos do ciclo convencional e por energia de microondas.

Samuel e Selistre, em 2000, avaliou a influência do polimento químico, quando comparado ao polimento convencional, nas propriedades de sorção, solubilidade e microdureza superficial de uma resina acrílica termopolimerizável. Os ensaios foram realizados utilizando-se a resina acrílica termopolimerizável Clássico. A sorção e solubilidade foram realizadas conforme a especificação nº 1567 da International Organization for Standardization (ISO), confeccionando-se vinte corpos de prova no formato de discos, divididos aleatoriamente em dois grupos, onde o primeiro recebeu o polimento mecânico e o segundo, o polimento químico durante dez segundos em uma polidora química PQ 9000 (Termotron do Brasil Ltda.). Os corpos de prova foram mantidos em um dessecador com sílica gel, a 37°C, até que apresentassem massa constante (M1), obtida numa balança com resolução de 0,0001g. As amostras foram imersas em água destilada a 37°C, durante sete dias, e novamente pesadas (M2). A diferença entre M1 e M2 em relação ao volume de cada corpo de prova resultou na sorção. A seguir, os corpos de prova foram novamente dessecados até a obtenção de massa constante M3. A diferença entre M1 e M3 em relação ao volume de cada corpo de prova resultou na solubilidade dos mesmos.

Para a execução do ensaio de microdureza superficial knoop foram confeccionados vinte corpos de prova de resina acrílica, dos quais dez amostras receberam o polimento mecânico e as demais receberam o polimento químico. A mensuração da microdureza foi realizada no Nu Research Microscope (VEB Carl Zeiss JENA-Germany). Os resultados indicaram que a técnica de polimento químico é aceitável quando considerada a propriedade de sorpção, porém inviável quanto à propriedade de solubilidade. O polimento químico também reduziu significativamente a microdureza superficial da resina acrílica, cujas conseqüências poderão interferir no desempenho clínico do material.

Tanji, em 2000, comparou a influência das variáveis resistência ao impacto, microdureza de superfície, rugosidade e porosidade em trinta corpos de prova de resinas acrílicas termopolimerizáveis Clássico, QC-20, Onda Cryl, confeccionadas a partir de modelos retangulares de alumínio (65x10 e 64x9 e 3,0mm), fixados com adesivo instantâneo em suporte de madeira. Os modelos foram moldados com silicone por condensação para uso laboratorial (Zetalabor) e os modelos incluídos em muflas metálicas e de fibra de vidro. A proporção pó/líquido e mistura, assim como a prensagem, das resinas acrílicas foram realizadas de acordo com as instruções dos fabricantes. Após a polimerização nos ciclos de água aquecida a 74°C por nove horas, água em ebulição por vinte minutos e por energia de microondas a 1400W por três minutos, os corpos de prova foram removidos das muflas após resfriamento em temperatura ambiente e submetidos aos processos de acabamento e polimento convencionais. Posteriormente, foram submetidos aos ensaios de resistência ao impacto pelo sistema Charpy, de dureza num

microdurômetro digital calibrado com carga de 25 gramas por dez segundos, de rugosidade num rugosímetro e de porosidade através da imersão dos corpos de prova em tinta Nankin por doze horas, os quais foram lavados em água corrente por dez segundos e posteriormente quantificada e fotografada em área previamente determinada. Os resultados mostraram que a porosidade sofreu a influência dos tipos de resina acrílica com maiores valores para a de microondas, o mesmo ocorrendo com a microdureza superficial. Os menores valores de rugosidade foram mostrados pela resina para microondas, enquanto as demais resinas acrílicas não mostraram diferenças estatisticamente significantes; a resistência ao impacto não sofreu influência dos tipos de resinas acrílicas.

Neisser e Olivieri, em 2001, avaliaram a resistência ao impacto e dureza de resinas acrílicas termicamente ativadas para base de prótese total, quando polimerizadas em banho de água aquecida e por energia de microondas. Foram confeccionados cinco corpos de prova retangulares de cada condição utilizando as resinas acrílicas Clássico e Lucitone com diferentes ciclos de polimerização, QC-20 e Acron (para microondas). Os resultados mostraram que o grupo da resina Acron apresentou os maiores valores de resistência ao impacto e o da resina QC-20, os menores. Os demais grupos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Os grupos das resinas Lucitone e Acron apresentaram os maiores valores de microdureza superficial Knoop e o da QC-20, os menores. Os demais grupos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Concluiu-se que a resina Acron (microondas) apresentou os melhores resultados frente às propriedades físicas estudadas e a resina QC-20, os piores.

Borges et al., em 2001, analisaram o efeito do tempo pós-prensagem sobre a rugosidade, microdureza superficial e porosidade da resina acrílica QC-20, em diferentes ciclos de polimerização. Para a confecção dos oitenta e um corpos de prova, foram utilizadas matrizes circulares de silicone de condensação (Zetaplus-Zhermack) medindo 30mm de diâmetro e 5mm de espessura, obtidas através de um modelo padrão. As matrizes foram incluídas em muflas metálicas e muflas com reforço de fibra de vidro. Após a cristalização do gesso, as muflas foram abertas, as matrizes retiradas e o molde examinado quanto à qualidade. A proporção pó/líquido e a prensagem da resina acrílica foram feitas de acordo com as instruções do fabricante. As muflas foram deixadas na prensa de bancada, em descanso por trinta minutos, doze e vinte e quatro horas antes da polimerização, que foi realizada nos ciclos: água aquecida a 74°C por nove horas, água em ebulição e por energia de microondas. Após o resfriamento em temperatura ambiente, os corpos de prova foram submetidos aos processos de acabamento e polimento em politriz (Arotec). Posteriormente, os corpos de prova foram submetidos aos testes: de rugosidade superficial média, através de rugosímetro Surfscorder SE 1700 (Kosaka Industry-Japão); de microdureza superficial em um microdurômetro Shimadzu (mod. 2000); e de porosidade superficial, através da imersão dos corpos de prova em tinta Nankim por 8 horas e, posteriormente, contados em área determinada. Concluiu-se que não houve diferenças significativas entre as médias obtidas pelos métodos para as variáveis rugosidade e porosidade. Para a variável microdureza superficial, houve diferenças significativas entre o método convencional e os outros dois métodos, mostrando que o método convencional apresentou menor microdureza superficial em relação aos demais.

Lee et al., em 2002, em seu estudo, avaliaram os efeitos das condições de cura sobre duas resinas à base de polimetilmetacrilato (PMMA), sendo uma autopolimerizável e outra termopolimerizável. Combinação de três fatores de cura: temperatura (100°C por uma hora na resina termopolimerizável e temperatura ambiente na autopolimerizável), pressão (200, 250, 300, 350 e 400 kPa) e meio de cura (água/ar) foram ajustados durante a fabricação de espécimes de discos acrílicos. A microdureza superficial inicial dos materiais testados foi mensurada com um teste de microdureza uma hora depois da fabricação dos discos, e a quantidade de metilmetacrilato residual (MMA) liberado na água foi analisado por fase reversa HPLC depois de sete dias de imersão em água. Os resultados mostraram que a temperatura de cura foi o fator dominante na melhora da microdureza superficial da resina, ao passo que a cura em água foi o fator chave para a redução da quantidade de monômero residual. O fator pressão, não mostrou influência significativa nas propriedades testadas. Os resultados da ANOVA mostraram que a resina PMMA curada em água aquecida, com ou sem pressão, reduziu significativamente a quantidade de MMA residual (acima de 80%) e aumentou os valores de microdureza superficial (acima de 50%).

Lai et al., em 2004, examinaram a influência dos níveis da energia de microondas sobre a morfologia e propriedades de um material para base de dentaduras: polimetilmetacrilato (Optilon-399) com espessura de 10 mm. Uma mufla para microondas contendo dois blocos de resina foi processada a 80,160, 240 e 560W por quinze, dez, sete e dois minutos, separadamente. Cada mufla foi, então virada e curada por mais 2 minutos a 560W. O processo usando método

convencional foi realizado a 70°C por nove horas. Os blocos foram testados para microdureza superficial, porosidade, propriedades flexurais e solubilidade. As alterações na temperatura, com o tempo, foram registradas durante o processo de cura por microondas a 80, 160, e 240W, respectivamente. Uma diferença significativa na temperatura de cura foi observada quando comparados esses dois métodos de processamento. Houve pequena diferença nos valores médios de microdureza superficial, sendo que as amostras curadas por microondas apresentaram um valor de microdureza superficial significativamente menor que as amostras polimerizadas por banho de água. Entretanto, a porosidade nas espécimes curadas por banho de água foi muito menor que nas espécimes curadas por microondas. As espécimes curadas convencionalmente mostraram melhor resistência flexural e módulo flexural que aquelas curadas por energia de microondas. Concluíram que a energia de microondas pode polimerizar eficientemente polímeros para base de dentaduras.

Neppelenbroek et al., em 2005, analisaram a microdureza superficial de duas resinas acrílicas para base de dentaduras após a desinfecção e período de armazenagem em água. Foram confeccionados trinta e dois discos acrílicos para cada uma das resinas (Lucitone 550 e QC-20), os quais foram polidos, estocados em água a 37°C por quarenta e oito horas e submetidos a um teste de microdureza superficial antes da desinfecção. A desinfecção das amostras foi realizada através da imersão por dez minutos em uma das soluções desinfetantes analisadas (n=8): perborato de sódio a 3,78%, gluconato de clorexidina a 4%, hipoclorito de sódio a 1% e, então, imersão em água por três minutos. Os procedimentos de desinfecção

foram repetidos quatro vezes e doze mensurações da microdureza superficial foram realizadas para cada amostra. Espécimes controle foram armazenadas em água por cinquenta e seis minutos. Os testes de microdureza (VNH) foram realizados após quinze, trinta, sessenta, noventa e cento e vinte dias de armazenagem em água. Verificou-se que as resinas analisadas apresentaram uma diminuição significativa da dureza após a desinfecção, independente da solução desinfetante utilizada. Entretanto, este efeito foi revertido após quinze dias de estocagem em água, havendo um aumento contínuo nos valores de microdureza superficial para ambas as resinas até o período de sessenta dias de armazenagem, após o qual nenhuma alteração significativa na microdureza superficial foi observada.



PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O propósito deste trabalho foi verificar a desadaptação de conjuntos modelo de gesso-base de resina, sendo as bases confeccionadas com quatro diferentes resinas acrílicas para base de dentaduras, utilizando métodos de polimerização e armazenagem em água a $35 \pm 2^{\circ}\text{C}$ por um período de seis meses, assim como verificar a microdureza superficial destas resinas antes e após este período de armazenagem.



MATERIAL E MÉTODO

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Materiais

No quadro 1 estão listadas as resinas acrílicas utilizadas e suas características, ilustradas na figura 1.

Quadro1- Composição, marca comercial , fabricante e lote das resinas acrílicas utilizadas.

Composição	Marca Comercial	Fabricante	Lote
Peróxidos de Benzoíla, amina terciária (dimetil-p-toluidina)	QC- 20	Dentsply Ind. e Com. Ltda.	988
Copolímeros de Metil-Metacrilato, acrilatos, Peróxido de Benzoíla e pigmentos atóxicos.	VIPI CRIL	Dental Vipi Ltda.	4370
Polímero e copolímero de Metilmetacrilato, EA, DPD, Peróxido de Benzoíla, Monômero de Metilmetacrilato, Topanot, Etileno glicol, Dimetacrilato.	ONDA CRYL	Artigos Odontológicos Clássico Ltda	799061
Copolímero de Metacrilato de Metila, Metacrilato de Butila, Peróxido de Benzoíla, pigmentos acrílicos.	VIPI WAVE	Dental Vipi Ltda.	4123



FIGURA 1- Resinas acrílicas termopolimerizáveis utilizadas no estudo.

4.2 Método

4.2.1 Confeção do molde de silicone e obtenção dos modelos de gesso.

Utilizando silicone para duplicação (Silibor, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., SP, Brasil) foi confeccionado um molde para a duplicação de modelo de gesso edêntulo de uso laboratorial. Em um pedaço de cartolina foi fixado um corte de tubo de PVC com 10cm de comprimento e 10cm de diâmetro, de forma que se obteve um recipiente com as paredes representadas pelo tubo de PVC e o fundo, pela cartolina. No interior deste recipiente foi posicionado o modelo de gesso representativo de uma arcada maxilar edêntula com rebordos normais, sem retenções e

irregularidades, apresentando duas marcações posteriores nas laterais (Figura 2) com a finalidade de orientar o futuro seccionamento dos modelos sempre na mesma posição. Sobre este modelo foi vertida uma quantidade de silicone (Silibor, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., SP, Brasil) preparado e manipulado de acordo com as recomendações do fabricante, o qual ao ser retirado do interior do tubo de PVC, após o tempo de presa determinado pelo fabricante, apresentava a cópia em negativo do modelo de gesso (Figura 3).

Foram reproduzidos vinte e cinco modelos em gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock, Vigodent, SP, Brasil), numa proporção água/pó de 30ml/100g, seguindo recomendações do fabricante.



FIGURA 2- Modelo maxilar edêntulo.

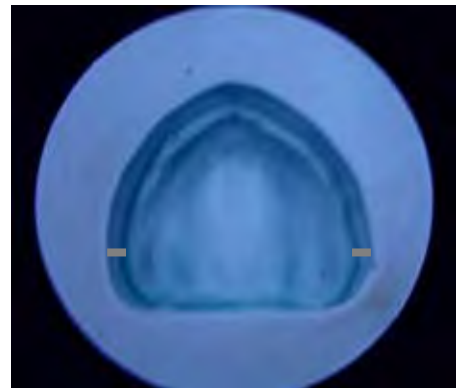


FIGURA 3- Molde de silicone.

4.2.2 Preparo das bases de cera.

As bases de cera foram confeccionadas utilizando duas lâminas de cera rosa nº 7 Wilson (Polidental Ind. e Com. Ltda., SP, Brasil), com espessura verificada por

meio de espessímetro, de modo que a espessura final das bases de cera foi de aproximadamente 2mm (ALMEIDA et al., 1999; SYKORA; SUTOW, 1993, 1996). A lâmina de cera foi adaptada sobre o modelo com leve pressão digital, recortando os excessos com ajuda de instrumento Le Cron (Duflex-SS White Art. Dentátios Ltda., RJ, Brasil), de forma que obtiveram-se vinte e cinco conjuntos modelo-base de cera (Figura 4).



FIGURA 4- Modelo de gesso com base de cera adaptada.

4.2.3 Inclusão e eliminação da cera.

Os modelos foram isolados com vaselina sólida (Rioquímica, SP, Brasil) e incluídos na parte inferior de muflas metálicas nº5,5 (Bethil, SP, Brasil) e muflas próprias para polimerização em forno de microondas (muflas plásticas especiais reforçadas com fibra de vidro-Dental Vipi Ltda., SP, Brasil) com gesso pedra tipo II proporcionado na relação 100g de pó/50ml de água, segundo especificação do fabricante (Herodent Soli-Rock, Vigodent, SP, Brasil). Após a cristalização do gesso,

em toda a superfície da cera foi acomodada, com leve pressão digital, uma muralha de silicone (Zetalabor, Zhermack, Itália), proporcionado e manipulado de acordo com instruções do fabricante. Após a polimerização da muralha de silicone, o gesso de fixação foi, então, isolado com vaselina sólida (Rioquímica, SP, Brasil) e a parte superior da muflas completada com gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock, Vigodent, SP, Brasil), proporcionado e manipulado de acordo com as recomendações do fabricante.

O passo seguinte foi levar as muflas em prensa hidráulica de bancada (VH-Midas Dental Products Ltda, SP, Brasil) sob carga de 1.250Kgf por dez minutos. Completada a cristalização do gesso tipo III, as muflas metálicas foram imersas em água em ebulição por dez minutos para que a cera fosse plastificada, enquanto as muflas próprias para microondas foram colocadas neste aparelho por um minuto para a mesma finalidade. Em seguida, as muflas foram abertas, a base de cera removida e todo o resíduo de cera e vaselina removido com água fervente, utilizando escova dental Oral B-30 (Gillette do Brasil Ltda., SP, Brasil) e detergente líquido.

Por um período de quatro horas as muflas permaneceram abertas em temperatura ambiente para secagem. A seguir, os modelos incluídos foram divididos em cinco grupos de cinco amostras para a prensagem das resinas acrílicas, de acordo com o que se segue:

Grupo 1- Prensagem com resina acrílica termopolimerizável QC-20 e polimerização em ciclo rápido, de acordo com as normas do fabricante, ou seja, imersão da mufla em água fervente por vinte minutos.

Grupo 2- Prensagem com resina acrílica termopolimerizável QC-20 e polimerização em forno doméstico de microondas (Samsung, SP, Brasil), equipado com prato

giratório, com potência de 840W durante três minutos (GOIATO et al., em 2004; ILBAY et al., 1994).

Grupo 3- Prensagem com resina acrílica termopolimerizável Vipi Cril e polimerização de acordo com as normas do fabricante, ou seja, imersão da mufla em água a 60/70°C por trinta minutos e elevar para fervura por mais uma hora.

Grupo 4- Prensagem com resina acrílica termopolimerizável Vipi Wave e polimerização em forno doméstico de microondas equipado com prato giratório (Samsung, SP, Brasil), em potência de 800W de acordo com as recomendações do fabricante, ou seja, vinte minutos com 10/20% de potência (ou baixa/descongelar) mais cinco minutos com 50/60% da potência recomendada (ou média).

Grupo 5- Prensagem com resina acrílica termopolimerizável Onda-Cryl e polimerização em forno doméstico de microondas (Samsung, SP, Brasil), em potência de 800W de acordo com as recomendações do fabricante, ou seja, três minutos a 40% da potência, quatro minutos a 0% de potência (pausa no microondas) e três minutos a 90% da potência recomendada.

4.2.4 Prensagem e polimerização.

Todas as superfícies de gesso foram isoladas com isolante Cel-Lac (SS. White, SP, Brasil). As resinas acrílicas foram preparadas na proporção volumétrica pó/líquido de 3/1, em frascos plásticos de acordo com as instruções dos fabricantes e colocadas em potes de vidro com tampa (Jon-Artigos Odontológicos, SP, Brasil). Ao atingir a fase plástica (CARVALHO, 1972; CONSANI et al., 2001, 2002a), a massa de resina foi homogeneizada e inserida na parte interna e superior das

mufas e estas foram fechadas e comprimidas vagarosamente em prensa hidráulica de bancada (VH-Midas Dental Products Ltda., SP, Brasil) até atingir 1.250kgf, o que permitiu a acomodação da resina acrílica e escoamento dos excessos (Figura 5). Nas mufas próprias para forno de microondas, a prensagem foi reforçada por meio dos parafusos de policarbonato das mufas.

As mufas metálicas dos grupos 1 e 3 foram transferidas para prensas manuais de rosca e após tempo de bancada de quatro horas (GENNARI FILHO et al., 2000) foram polimerizadas em banho de água de acordo com os ciclos estabelecidos, permanecendo imersas até o completo resfriamento em temperatura ambiente. As mufas próprias para forno de microondas dos grupos 2, 4 e 5 após o tempo de bancada de quatro horas (GENNARI FILHO et al., 2000) foram colocadas no aparelho de microondas, de acordo com os ciclos e potências anteriormente descritos, onde permaneceram até o completo resfriamento em temperatura ambiente.



FIGURA 5- Prensagem das mufas em prensa hidráulica de bancada.

4.2.5 Desinclusão e acabamento das bases.

Após o completo resfriamento à temperatura ambiente, as muflas foram abertas e o conjunto modelo-base de resina (Figura 6) foi cuidadosamente removido do gesso e silicone de inclusão. Inicialmente, as bases de resina não foram separadas de seus respectivos modelos para remoção dos excessos grosseiros da borda.



FIGURA 6- Modelo de gesso com base de resina.

4.2.6 Seccionamento do conjunto base de resina-modelo de gesso.

O conjunto base de resina-modelo de gesso foi seccionado com serra elétrica de bancada (Figura 7). Os cortes foram realizados no sentido látero-lateral na região posterior correspondente à região de “post-dam” (ALMEIDA et al., 1999; ARIOLI FILHO et al., 1999; CONSANI, 2000, CONSANI et al., 2001, 2002a, 2002b; COSTA et al., 2004; GANZAROLI, 1999; DOMITTI et al., 1998; PADOVAN et al., 1999), sempre seguindo como referência as duas marcações laterais existentes nos

modelos de gesso, em todos os conjuntos modelo-base de resina. No modelo, em cada corte, foram marcados três pontos para auxiliar a leitura no microscópio comparador linear (Carl Zeiss, Leitz, Alemanha), sendo um ponto na região mediana e outros dois sobre a crista dos rebordos direito e esquerdo (BOBERICK; MCCOOL, 1998). Os pontos foram marcados nos modelos de gesso imediatamente após o seccionamento dos conjuntos através da realização de pequenas canaletas no gesso e, posteriormente, foram apenas evidenciados com lápis grafite antes de cada leitura.

Para melhor visualização dos possíveis desajustes das bases de resina ao modelo de gesso, as superfícies seccionadas foram suavemente lixadas com lixa d'água (3M do Brasil Ltda, SP, Brasil) para regularizar as superfícies e facilitar a medição em um microscópio comparador linear (Carl Zeiss, Leitz, Alemanha), com sensibilidade de 0,001mm (ALMEIDA et al., 1999; ARIOLI FILHO et al., 1999; CHEN et al., 1988; CONSANI, 2000; CONSANI et al., 2001, 2002a, 2002b; GANZAROLI, 1999; HARVEY; HARVEY, 1989; DOMITTI et al., 1998; PADOVAN et al., 1999; POLYZOIS, 1990; SYKORA; SUTOW, 1993, 1996; TAKAMATA et al., 1989).



FIGURA 7- Conjunto modelo de gesso-base de resina seccionado.

4.2.7 Avaliação da desadaptação das bases de resina.

Para a avaliação da desadaptação das bases de resina realizaram-se quatro leituras (em períodos distintos) da distância entre a borda interna da base de resina e a borda externa do modelo de gesso (ALMEIDA et al., 1999; BOBERICK; MCCOOL, 1998; CONSANI, 2000; CONSANI et al., 2001, 2002a, 2002b; GANZAROLI, 1999; DOMITTI et al., 1998; PADOVAN et al., 1999; SYKORA; SUTOW, 1993, 1996) com microscópio comparador linear (Carl Zeiss, Leitz, Alemanha) com precisão de 0,001mm (Figura 9), nos pontos de referência para cada corte, como descrito anteriormente (Figura 8).

As leituras dos pontos nos períodos determinados foram realizadas em triplicata, obtendo-se uma média dos valores do desajuste, sendo finalizadas as leituras após a obtenção das médias da triplicata para cada ponto em todos os períodos analisados.

A primeira das quatro leituras foi realizada imediatamente após o seccionamento dos conjuntos modelo de gesso-base de resina. Em seguida, os conjuntos modelo de gesso-base de resina seccionados foram imersos em água destilada a $35 \pm 2^{\circ}\text{C}$ e armazenados em estufa por um período de noventa dias, após o qual realizou-se uma segunda leitura da possível desadaptação entre a borda interna da base de resina e a borda externa do modelo de gesso. Imediatamente após esta segunda leitura, o conjunto modelo-base de resina foi separado e a base de resina retirada para a remoção dos excessos grosseiros da borda com broca maxi-cut (Maillefer, Suíça) até o limite estabelecido pelo modelo de gesso. Em seguida, as bases de resina acrílica foram fixadas nos respectivos

modelos com adesivo de presa rápida Super-Bonder Loctite (Henkel, SP, Brasil) colocado na região correspondente à crista do rebordo alveolar com a intenção de evitar o deslocamento das bases (ALMEIDA et al., 1999; ARIOLI FILHO et al., 1999; CONSANI, 2000; PADOVAN et al., 1999) e uma terceira leitura para analisar a desadaptação, nos três pontos previamente marcados, foi realizada nos conjuntos modelo de gesso-base de resina.

Após realizar a terceira leitura, os conjuntos ficaram novamente imersos em água destilada a $35 \pm 2^{\circ}\text{C}$ e armazenados em estufa por um período de mais noventa dias, findo o qual uma quarta leitura nos três pontos previamente marcados foi efetuada. (totalizando um período após a primeira leitura até a quarta leitura de cento e oitenta dias).

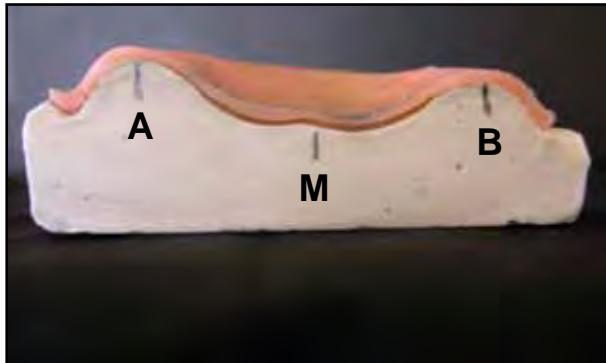


FIGURA 8- Pontos referenciais para leitura da desadaptação na porção anterior do conjunto seccionado modelo de gesso-base de resina.



FIGURA 9- Microscópio Comparador.

4.3 Avaliação da Microdureza Superficial das Resinas Acrílicas.

4.3.1 Confeção dos discos acrílicos.

Para a confecção dos discos acrílicos utilizou-se resina acrílica incolor ativada quimicamente Clássico (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., SP, Brasil). A resina acrílica foi pesada na quantidade de três gramas em balança de precisão e, então, esta quantidade colocada em uma prensa semi-automática para embutimento metalográfico PRE-30S (Arotec, Cotia, SP, Brasil) por um período de dez minutos, após o qual foi obtido um disco de acrílico incolor com 3cm de diâmetro e 0,5cm de espessura. Obteve-se vinte e cinco discos acrílicos incolores nos quais foram fixadas as amostras das resinas acrílicas.

4.3.2 Seccionamento das bases de resina acrílica para obtenção das amostras.

Da parte posterior, descartada do conjunto modelo de gesso-base de resina após o seccionamento do conjunto para analisar possíveis desadaptações entre a borda interna da base de resina e a borda externa do modelo de gesso, foi seccionada, com auxílio de um disco monofásico, uma parte de resina acrílica da base de dimensões 1,0 x 0,5cm e com espessura correspondente à espessura da base de prótese (Figura 10). Foi seccionada uma parte em cada conjunto modelo-base de resina, totalizando, ao final, vinte e cinco partes devidamente identificadas de acordo com o grupo a que pertenciam, conforme descrito a seguir:

Grupo 1- Prensagem com resina acrílica termopolimerizável QC-20 e polimerização em ciclo rápido, de acordo com as normas do fabricante, ou seja, imersão da mufla em água fervente por vinte minutos.

Grupo 2- Prensagem com resina acrílica termopolimerizável QC-20 e polimerização em forno doméstico de microondas (Samsung, SP, Brasil), equipado com prato giratório, com potência de 840W durante três minutos (GOIATO et al., 2004; ILBAY et al., 1994).

Grupo 3- Prensagem com resina acrílica termopolimerizável Vipi Cril e polimerização de acordo com as normas do fabricante, ou seja, imersão da mufla em água a 60/70°C por trinta minutos e elevar para fervura por mais uma hora.

Grupo 4- Prensagem com resina acrílica termopolimerizável Vipi Wave e polimerização em forno doméstico de microondas equipado com prato giratório (Samsung, SP, Brasil), em potência de 800W de acordo com as recomendações do fabricante, ou seja, vinte minutos com 10/20% de potência (ou baixa/descongelar) mais cinco minutos com 50/60% da potência recomendada (ou média).

Grupo 5- Prensagem com resina acrílica termopolimerizável Onda-Cryl e polimerização em forno doméstico de microondas (Samsung, SP, Brasil), em potência de 800W de acordo com as recomendações do fabricante, ou seja, três minutos a 40% da potência, quatro minutos a 0% de potência (pausa no microondas) e três minutos a 90% da potência recomendada.

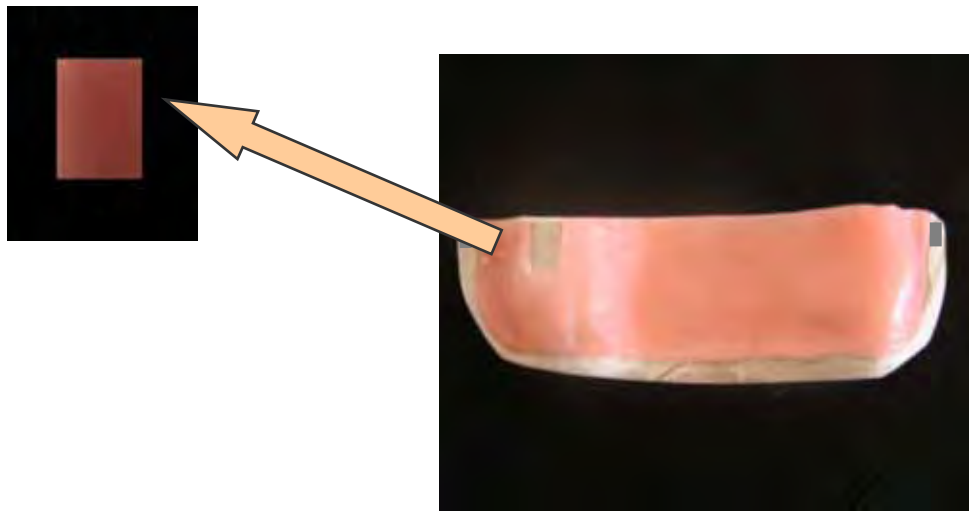


FIGURA 10- Fragmento de resina seccionado da porção posterior do conjunto modelo de gesso-base de resina para análise da microdureza.

4.3.3 Confeção das amostras.

Para a confecção das amostras, cada parte de resina acrílica seccionada foi fixada com cera pegajosa para enceramento progressivo (Kota Ind. e Com. Ltda., SP, Brasil), com auxílio de lamparina a álcool e instrumento para enceramento progressivo na superfície de um disco acrílico incolor anteriormente confeccionado (Figura 11), de forma que vinte e cinco amostras devidamente identificadas foram obtidas, conforme os cinco grupos anteriormente descritos.



FIGURA 11- Amostras de resina acrílica para análise da microdureza superficial.

4.3.4 Polimento das amostras.

Para a realização do polimento, as amostras foram submetidas a uma seqüência de quatro lixas d'água para polimento n^{os} 220, 320, 600 e 1200 (Norton, SP, Brasil) em uma polidora automática Politriz Universal APL-4 (Arotec, Cotia, SP, Brasil), durante um minuto para cada lixa (Figura 12). Para o polimento final, usou-se um disco de feltro embebido em solução diamantada de ¼ de micron (Buehler, USA), também durante um minuto neste aparelho.



FIGURA 12- Politriz Universal APL-4

4.3.5 Microdureza Superficial das amostras

As amostras foram submetidas ao teste de microdureza Knoop num microdurômetro digital HMV-2T (Shimadzu, SP, Brasil) (Figura 14), calibrado com carga de 50g por dez segundos imediatamente após o seccionamento do conjunto modelo de gesso-base de resina (para a avaliação da desadaptação). Um segundo teste de microdureza knoop também foi realizado após período de seis meses de armazenamento destas amostras em água destilada a $35 \pm 2^{\circ}\text{C}$. Em ambas as leituras, cada amostra foi submetida a cinco penetrações em regiões distintas da superfície da resina acrílica, analisadas através de um software em planilha do programa excel resultando uma média final de microdureza Knoop para cada leitura. As penetrações foram realizadas 500 μm distantes da margem superior da amostra e, ao mesmo tempo, 500 μm distantes de uma penetração a outra (Figura 13).

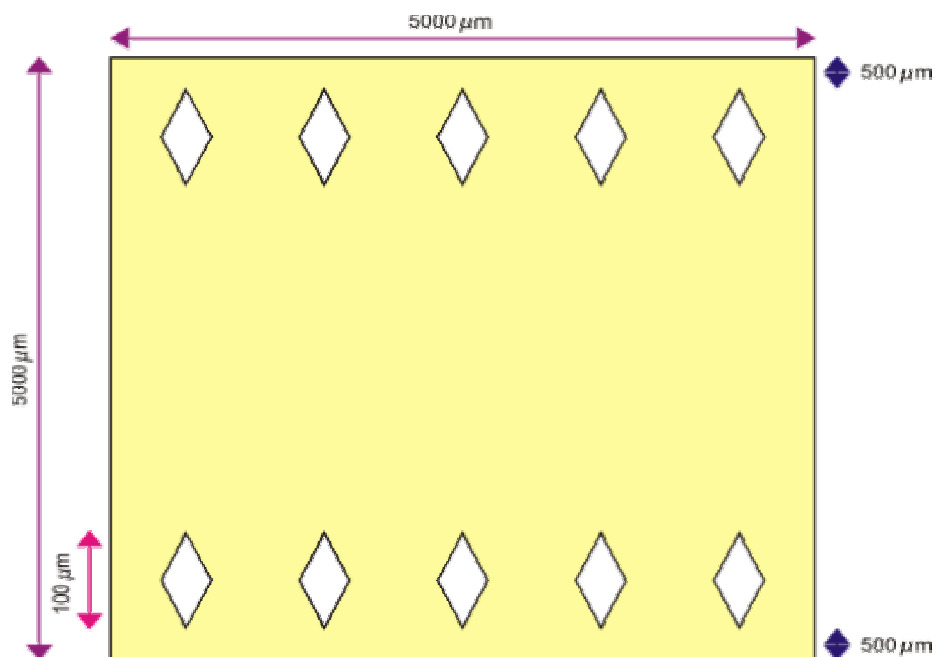


FIGURA 13- Esquema ilustrando a disposição das penetrações nas amostras após o teste de microdureza superficial.

As distâncias, em micrometros (μm), foram verificadas através da imagem em microcomputador ligado ao microdurômetro digital HMV-2T (Shimadzu, SP, Brasil), utilizando o software CAMS-WIN (New Age Ind. USA.).



FIGURA 14- Microdurômetro Digital HMV-2t

Os discos acrílicos incolores foram confeccionados com a finalidade de deixar as resinas acrílicas analisadas em um plano horizontal e paralelo para evitar a formação de uma imagem falsa durante a demarcação do microdurômetro digital e, conseqüentemente, evitar uma leitura falsa dos valores de microdureza superficial. Outra finalidade foi garantir que as leituras da microdureza pudessem ser efetuadas sem provocar interferência na ponta do diamante do microdurômetro digital.

4.3.6 Período de armazenagem

Após o primeiro teste da microdureza superficial das amostras de resina acrílica, as mesmas foram imersas em água destilada a $35 \pm 2^{\circ}\text{C}$ e armazenadas em

estufa por período de seis meses, quando um segundo teste da microdureza superficial das amostras foi realizado, com as mesmas características do primeiro teste.

Todos os resultados encontrados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, em nível de significância de 5%.



RESULTADO

5 RESULTADO

Todas as tabelas deste capítulo apresentam os dados expressos na forma de médias das cinco leituras para cada período de armazenagem. Para qualquer esclarecimento, no capítulo dos anexos existem planilhas correspondentes às tabelas originais de resultados deste capítulo, contendo os valores de cada repetição.

Os dados dos ensaios foram submetidos à análise de variância, sendo que as comparações de médias entre os grupos foram feitas pelo teste de Tukey em nível de 5% de significância. Os valores médios submetidos ao teste de Tukey em nível de 5% de probabilidade estão apresentados nas Tabelas 1 a 4 e Gráficos 1 a 4.

Tabela 1- Valores médios (mm) da desadaptação da região A (crista do rebordo direito), em função da resina acrílica e do período de armazenagem em água.

Material e Ciclo Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
QC- 20 MICROONDAS	0,00 ± 0 Aa	0,00 ± 0 Aa	0,039 ± 0,016 Bab	0,064 ± 0,026 Bb
QC- 20 CONVENCIONAL	0,00 ± 0 Aa	0,00 ± 0 Aa	0,049 ± 0,020 Bab	0,070 ± 0,030 Bb
VIPI WAVE	0,00 ± 0 Aa	0,00 ± 0 Aa	0,070 ± 0,024 Bb	0,099 ± 0,030 ABb
ONDA CRYL	0,00 ± 0 Aa	0,00 ± 0 Aa	0,104 ± 0,007 ABb	0,134 ± 0,010 ABb
VIPI CRIL	0,00 ± 0 Aa	0,00 ± 0 Aa	0,124 ± 0,013 Ab	0,183 ± 0,017 Ab

Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si ao nível de 5% ($\alpha \leq 0,05$), pelo teste de Tukey. SD= Desvio Padrão.

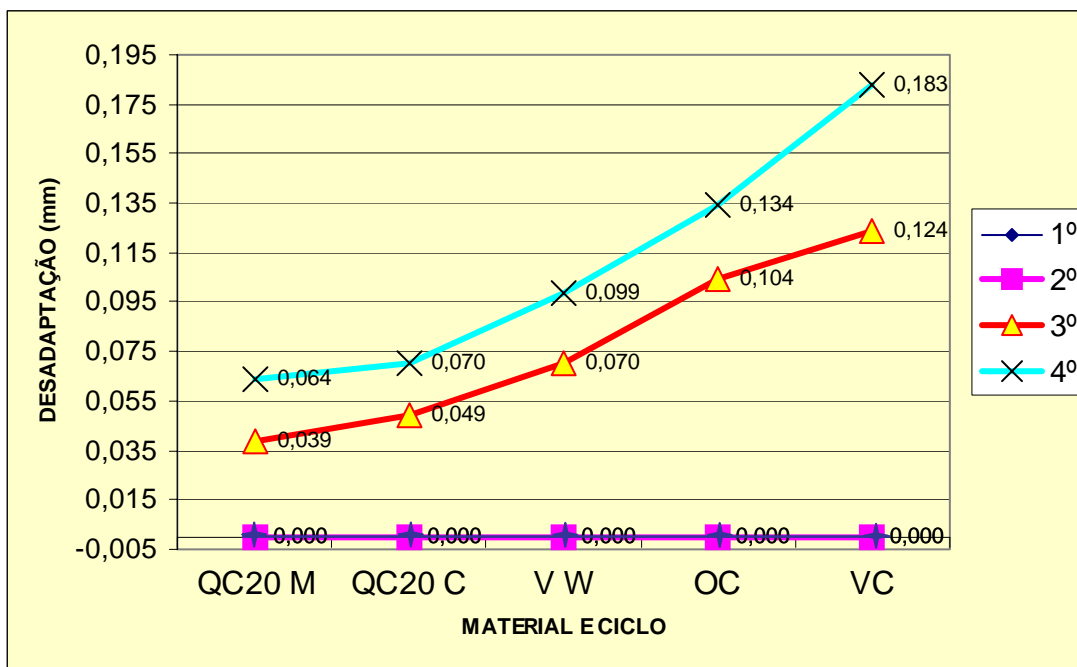


Gráfico 1- Esquema representativo das médias de desadaptação da região A, em função da resina acrílica e do período de armazenagem em água.

A Tabela 1 e o Gráfico 1 mostram que, em relação ao fator período de armazenagem (linha), não houve diferença estatisticamente significativa da primeira para a segunda leitura em nenhum dos grupos estudados, pois todos eles apresentaram 0,00mm de desadaptação da base de resina na região analisada. No entanto, na análise da terceira leitura, houve três grupos que apresentaram valores estatisticamente diferentes em relação às leituras anteriores: Vipi Wave (0,070mm), Vipi Cril (0,124mm) e Onda Cril (0,104mm). Para a quarta leitura de desadaptação na região A, nenhum grupo apresentou valores estatisticamente significantes em relação à terceira leitura.

Com relação ao fator material e seus respectivos ciclos de polimerização (coluna), na primeira e segunda leitura não houve diferença estatística significativa entre os grupos, pois estes não apresentaram nenhuma desadaptação da base na região analisada. Entretanto, na terceira leitura para desadaptação, o grupo Vipi Cril apresentou a maior média de desadaptação (0,124mm), não sendo estatisticamente diferente apenas do grupo Onda Cryl (0,104mm) (Tabela 1 e Gráfico 5). Para a quarta leitura, o grupo Vipi Cril apresentou a maior média de desadaptação na região A (0,183mm), comportando-se estatisticamente diferente dos grupos QC-20 Convencional (0,070mm) e QC-20 Microondas (0,064mm).

Tabela 2- Valores médios (mm) da desadaptação da região B (crista do rebordo esquerdo), em função da resina acrílica e do período de armazenagem em água.

Material e Ciclo Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
QC- 20 MICROONDAS	0,00 ± 0 Aa	0,00 ± 0 Aa	0,029 ± 0,017 Aa	0,043 ± 0,026 Aa
QC- 20 CONVENCIONAL	0,00 ± 0 Aa	0,00 ± 0 Aa	0,029 ± 0,017 Aab	0,070 ± 0,028 Ab
VIPI WAVE	0,00 ± 0 Aa	0,00 ± 0 Aa	0,036 ± 0,022 Aab	0,072 ± 0,030 Ab
ONDA CRYL	0,00 ± 0 Aa	0,00 ± 0 Aa	0,048 ± 0,019 Aa	0,062 ± 0,025 Aa
VIPI CRIL	0,00 ± 0 Aa	0,00 ± 0 Aa	0,057 ± 0,024 Aab	0,072 ± 0,031 Ab

Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si ao nível de 5% ($\alpha \leq 0,05$), pelo teste de Tukey. SD=Desvio Padrão.

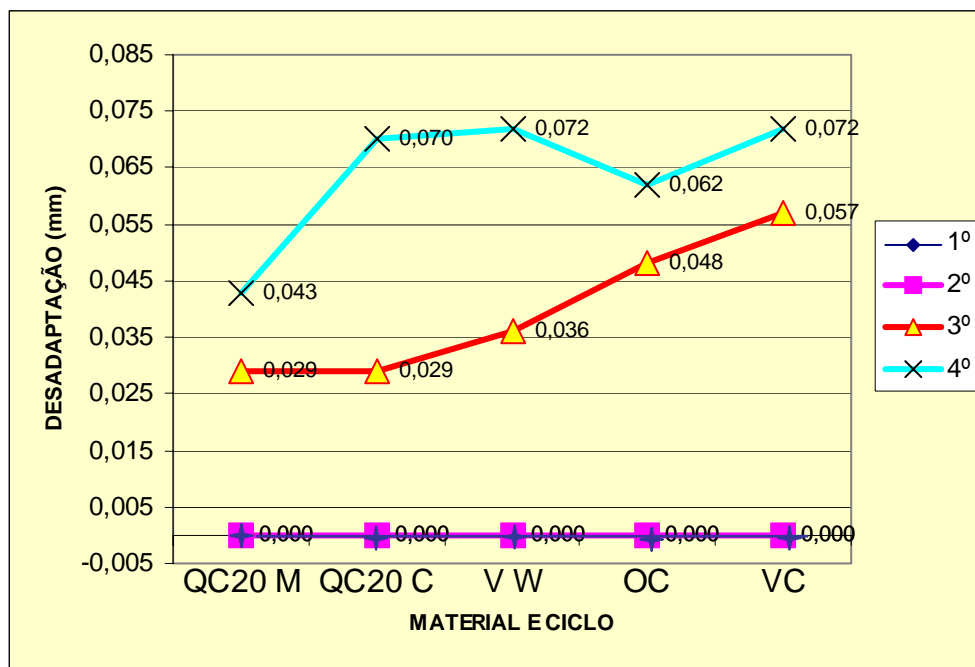


Gráfico 2- Esquema representativo das médias de desadaptação da região B, em função da resina acrílica e do período de armazenamento em água.

Pela Tabela 2 e Gráfico 2, em relação às leituras para cada resina acrílica dentro do fator período de armazenamento (linha), pode-se verificar que não houve diferença estatística significativa da primeira para a segunda leitura de desadaptação na região B em nenhum dos grupos estudados, pois todos apresentaram 0,00mm de desadaptação da base de resina na referida região. Na terceira leitura para a região B, o grupo Vipi Cril apresentou a maior média de desadaptação (0,057mm), porém não houve diferença significativa das médias de desadaptação deste grupo e dos demais em relação aos valores médios encontrados na segunda leitura. Para a quarta leitura de desadaptação, a situação foi semelhante à encontrada na leitura anterior, sendo as maiores médias de desadaptação apresentadas pelos grupos Vipi

Cril (0,072mm) e Vipi Wave (0,072mm). Os grupos QC-20 microondas (0,043mm) e Onda Cryl (0,062mm) não apresentaram diferença estatística significativa em relação às três primeiras leituras, sendo que os demais grupos apresentaram-se estatisticamente diferentes em relação somente às duas primeiras leituras.

Para o fator material e seus respectivos ciclos de polimerização (coluna), tanto na primeira como na segunda leitura de desadaptação na região B não houve diferença estatística significativa entre os grupos, pois todos não apresentaram nenhuma desadaptação. Entretanto, na terceira leitura, o grupo Vipi Cril foi o que apresentou a maior média de desadaptação (0,057mm), porém esse valor não apresentou diferença estatística dos valores médios dos demais grupos. Para a quarta leitura, o grupo Vipi Cril manteve a maior média de desadaptação (0,072mm), juntamente com o grupo Onda Cryl (0,072mm), no entanto estes valores também não foram estatisticamente diferentes das médias dos outros grupos.

Tabela 3- Valores médios (mm) da desadaptação da região M (região mediana do palato), em função da resina acrílica e do período armazenagem em água.

Material e Ciclo Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
ONDA CRYL	0,074 ± 0,013 Aa	0,120 ± 0,018 Aa	0,257 ± 0,021 Ab	0,328 ± 0,016 Ab
QC- 20 MICROONDAS	0,080 ± 0,015 Aa	0,145 ± 0,031 Aa	0,334 ± 0,052 Ab	0,440 ± 0,045 Ab
VIPI CRIL	0,149 ± 0,023 ABa	0,207 ± 0,029 ABa	0,378 ± 0,047 Ab	0,462 ± 0,049 Ab
VIPI WAVE	0,232 ± 0,055 Ba	0,309 ± 0,039 BCab	0,367 ± 0,034 Aab	0,470 ± 0,033 Ab
QC-20 CONVENCIONAL	0,162 ± 0,031 ABa	0,397 ± 0,081 Cb	0,601 ± 0,045 Bbc	0,706 ± 0,076 Bc

Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si ao nível de 5% ($\alpha \leq 0,05$), pelo teste de Tukey. SD= Desvio Padrão.

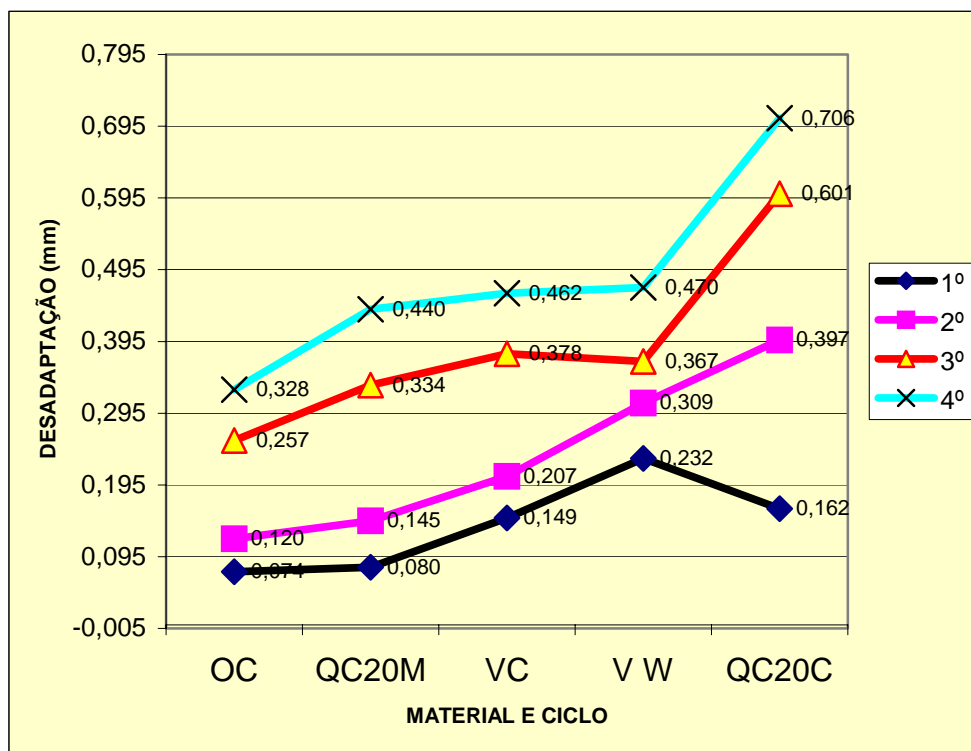


Gráfico 3- Esquema representativo das médias de desadaptação da região M, em função da resina acrílica e do período de armazenagem em água.

Na Tabela 3 e Gráfico 3, que representam a desadaptação da região M, diferentemente das regiões A e B, pode-se observar que houve desadaptação das bases a partir da primeira leitura.

Para o fator período de armazenagem (linha), para os grupos de resinas acrílicas, pode-se observar que todos os grupos analisados apresentaram aumento nos valores médios de desadaptação das bases após cada leitura.

Na primeira leitura, os grupos Onda Cril (0,074mm), QC-20 microondas (0,080mm) e Vipi Cril (0,149mm) apresentaram os menores valores médios de desadaptação das bases. Para os três grupos em questão, houve aumento contínuo

dos valores médios de desadaptação após todas as leituras subseqüentes, porém, estes aumentos de valores só apresentaram significância estatística após a terceira leitura, onde as médias de desadaptação foram de 0,257mm para o grupo Onda Cryl, 0,334mm para o grupo QC-20 microondas e 0,378mm para o grupo Vipi Cril. No entanto, não houve diferença estatística significativa quando estas médias da terceira leitura foram comparadas com as respectivas médias de desadaptação obtidas após a quarta leitura.

O grupo Vipi Wave apresentou o maior valor médio de desadaptação das bases após a primeira leitura (0,232mm), sendo que esta média de desadaptação aumentou a cada leitura seguinte. Porém, diferentemente dos grupos anteriores, houve diferença significativa em relação à média da primeira leitura somente após a quarta leitura (0,470mm).

Para o grupo QC-20 convencional, o valor médio de desadaptação após a primeira leitura foi de 0,162mm, o qual, diferentemente dos demais grupos, apresentou diferença significativa em relação ao valor médio de desadaptação obtido já a partir da segunda leitura (0,397mm). Após a terceira leitura, houve um aumento significativo do valor médio de desadaptação (0,601mm) em relação à leitura anterior, porém, este aumento da desadaptação não foi significativo em relação ao valor médio da quarta leitura (0,706mm), sendo este valor estatisticamente significativo em relação às duas primeiras leituras.

Para o fator material e seus respectivos ciclos de polimerização (coluna), na primeira leitura o grupo Vipi Wave comportou-se estatisticamente diferente apenas em relação aos grupos Onda Cryl e QC-20 microondas, apresentando a maior média de desadaptação das bases (0,232mm).

Em relação à segunda leitura, o grupo QC-20 convencional não foi estatisticamente diferente apenas do grupo Vipi Wave (0,309mm), apresentando a maior média de desadaptação das bases nesta leitura (0,397mm). Na terceira e quarta leituras, o grupo QC-20 convencional comportou-se estatisticamente diferente em relação a todos os demais grupos apresentando, em ambas as leituras, as maiores médias de desadaptação das bases (0,601mm e 0,706mm, respectivamente).

Tabela 4: Valores médios da microdureza superficial das resinas acrílicas em função das resinas e do período de armazenagem em água.

Material e ciclos Tempo	IMEDIATO	AÓS SEIS MESES
ONDA CRYL	17,88 ± 0,33 Aa	17,72 ± 0,18 Aa
VIPI WAVE	18,36 ± 0,16 Aa	17,64 ± 0,07 ABa
VIPI CRIL	18,36 ± 0,36 Aa	17,56 ± 0,24 ABb
QC-20 MICROONDAS	18,12 ± 0,30 Aa	17,32 ± 0,26 ABb
QC-20 CONVENCIONAL	17,28 ± 0,43 Aa	16,56 ± 0,19 Ba

Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si ao nível de 5% ($\alpha \leq 0,05$), pelo teste de Tukey. SD= Desvio Padrão.

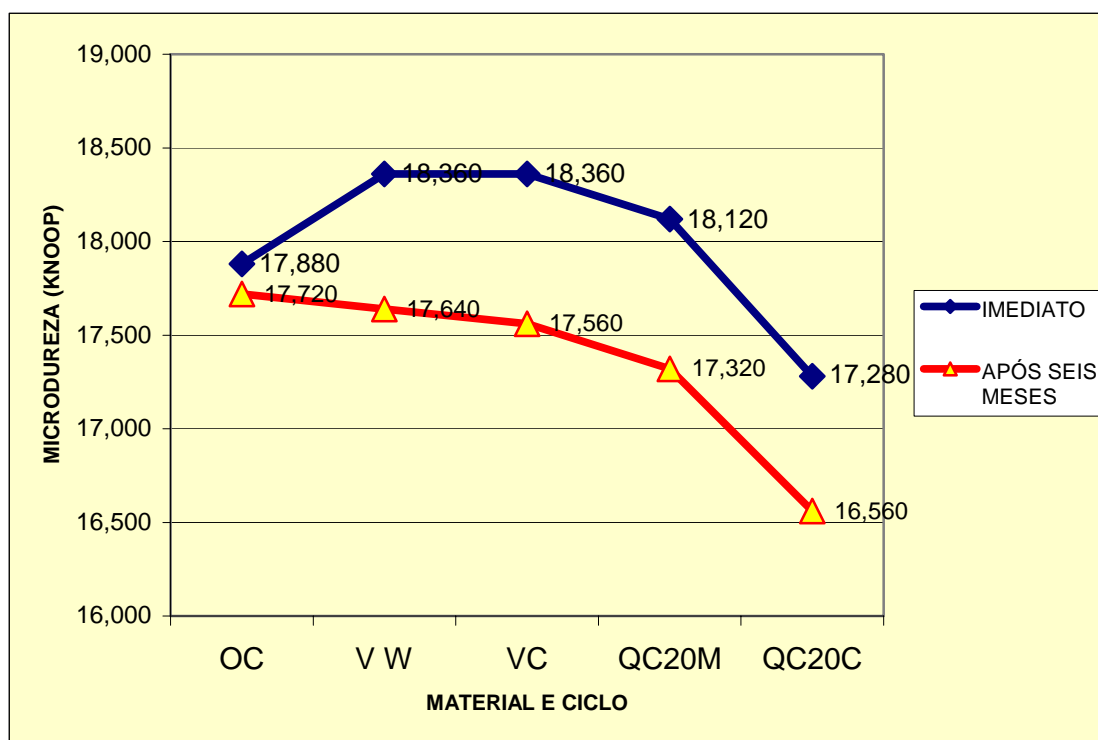


Gráfico 4- Esquema representativo das médias de microdureza superficial das resinas acrílicas, em função das resinas e do período de armazenagem em água.

Pela Tabela 4 e Gráfico 4, que ilustram os valores médios do teste de microdureza superficial, é possível verificar que o fator período de armazenagem promoveu um decréscimo dos valores médios de microdureza Knoop para todos os grupos estudados, sendo que apenas para os grupos Vipi Cril e QC-20 Microondas, esta diminuição dos valores foi estatisticamente significativa. No período imediato, os grupos Vipi Wave e Vipi Cril apresentaram o maior valor médio de microdureza Knoop (18,36), enquanto após seis meses de imersão em água o grupo Onda Cril foi o que apresentou o maior valor médio de microdureza Knoop (17,72). O grupo

QC-20 com polimerização convencional apresentou as menores médias de microdureza Knoop, em ambos os períodos de leitura (17,28- imediato e 16,56- após seis meses).

Para o fator material e seus respectivos ciclos de polimerização (coluna), no período imediato não houve diferença estatística entre os valores médios de microdureza Knoop entre os grupos estudados, enquanto após seis meses de imersão em água, os grupos Onda Cryl (17,72) e QC-20 Convencional (16,56) apresentaram-se estatisticamente diferentes entre si em nível de 5% de significância.



DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

6.1 DESADAPTAÇÃO

Inúmeros estudos têm sido conduzidos desde a década de 50, com o objetivo de melhorar a retenção de bases de próteses totais e oferecer aos pacientes estabilidade e conforto na função. Dentre os fatores mais importantes envolvidos, podemos citar a estabilidade dimensional dos materiais e a adaptação das bases de prótese aos tecidos de suporte (TAKAMATA; SETCOS, 1989). Por este motivo, diferentes materiais e técnicas de processamento têm sido avaliados para verificar o grau de desadaptação das bases de próteses sobre seus respectivos modelos.

Neste estudo avaliou-se a desadaptação de bases de prótese ao modelo de gesso, utilizando quatro resinas acrílicas para base de dentaduras submetidas a um período de armazenagem em água de seis meses, em três pontos diferentes: crista dos rebordos direito e esquerdo e região mediana do palato (Tabelas 1, 2, 3 e Gráficos 1, 2 e 3).

Os resultados encontrados estão de acordo com os estudos existentes na literatura, ou seja, a maior desadaptação entre a base de resina e o modelo de gesso ocorreu na região mediana do palato (Tabela 3 e Gráfico 3) (ALMEIDA et al., 1999; ARIOLI FILHO et al., 1999; BOBERICK; MCCOOL, 1998; CHEN et al., 1988; CONSANI, 2000; CONSANI et al., 2001, 2002b; COSTA et al., 2004; DOMITTI et al., 1998; DYER; HOWLETT, 1994; FIRTELL, 1981; GOODKIND; SCHULTE, 1970; HARVEY; HARVEY, 1989; KIMURA et al., 1984; KYES, 1951; NISHII, 1968;

PADOVAN et al., 1999; POLYZOIS, 1990; RIZZATTI-BARBOSA, 2000; SWEENEY, 1939; SYKORA; SUTOW, 1993; WOELFEL; PAFFENBARGER, 1959).

Desadaptação nas porções correspondentes às cristas dos rebordos alveolares (regiões A e B) foi observada apenas após a terceira leitura (Tabelas 1, 2 e Gráficos 1, 2), porém, esta foi significativamente menor que a encontrada na região mediana do palato, em acordo com os resultados de Nishii (1968) e Rizzatti-Barbosa (2000), o que segundo estes autores pode induzir a um aumento na dimensão vertical e alterações no engrenamento oclusal dos dentes artificiais. Ainda com relação à desadaptação nestas regiões, apesar dos valores em A e B não serem estatisticamente diferentes houve uma diferença numérica nos valores de desadaptação, provavelmente em decorrência da altura diferente dos rebordos, como pode ser observado na figura 8.

Chen et al. (1988), afirmaram que alterações dimensionais que afetam a posição dental não são tão significativas uma vez que clinicamente estas alterações podem ser facilmente corrigidas através de ajustes oclusais. No entanto, segundo estes autores, alterações dimensionais na região posterior do palato são críticas, sendo esta uma área muito importante para a retenção das próteses e tendo em vista que grandes desadaptações nesta região muito dificilmente podem ser corrigidas após o processamento, podendo induzir a implicações clínicas com efeito negativo na retenção das bases de próteses.

A desadaptação das bases nas regiões mediana do palato e das cristas alveolares parece estar relacionada com uma suposta contração látero-lateral da base de prótese (RIZZATTI-BARBOSA, 2000). Entretanto é possível que esta

desadaptação esteja ainda relacionada a outros fatores que não apenas o método de processamento, já que segundo Phillips (1993), diversas variáveis estão envolvidas no resultado final da prótese concluída. Takamata et al. (1989) relataram que os diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso, durante o resfriamento das muflas, agravam a contração da resina devido às tensões internas desenvolvidas, as quais são acumuladas na prótese. A combinação da contração de polimerização da resina associada à contração térmica durante o resfriamento das muflas e à liberação das tensões induzidas após a separação prótese-modelo ocasionam distorções na resina e diminuem a adaptação das bases de próteses aos tecidos de suporte (AL-HANBALI et al., 1991; TAKAMATA; SETCOS, 1989), sendo que após a separação das bases (terceira leitura) foi verificada uma maior desadaptação em relação às quatro leituras (Tabelas 1, 2, 3 e Gráficos 1, 2, 3).

Woelfel et al. (1965), relacionaram a desadaptação das bases de prótese com sua espessura, afirmando que próteses finas contraem duas vezes mais depois de liberadas do modelo devido ao fato de não serem rígidas o suficiente para resistir à liberação das tensões acumuladas durante o processamento, o que se manifesta principalmente na região posterior devido à sua forma menos restritiva. Ainda, a ocorrência de desadaptação mais significativa apenas no bordo posterior das próteses pode estar relacionada ao fato de que esta área das próteses, por ser livre, está mais susceptível a alterações dimensionais promovidas pela própria pressão exercida sobre a base das próteses (RIZZATTI-BARBOSA, 2000).

Acredita-se também que o padrão de desadaptação da base de resina ao modelo de gesso observado neste estudo, onde ocorreu maior desadaptação na região mediana do palato conforme já citado anteriormente, seja também

conseqüência de outros fatores coadjuvantes, como a forma geométrica do palato (ARIOLI FILHO et al., 1999; SYKORA; SUTOW, 1993) e diferentes locais da base (POLYZOIS, 1990).

Com relação ao fator período de armazenagem constatou-se que houve um aumento da desadaptação das bases de resina aos modelos de gesso, principalmente na região mediana do palato, após cento e oitenta dias de estocagem em água, o que está de acordo com os resultados observados por Chen et al. (1988), que verificaram um aumento da desadaptação na área posterior do palato para a maioria das próteses analisadas após trinta dias de armazenamento em água. Entretanto, os resultados encontrados neste estudo estão em desacordo com os achados de Anthony e Peyton, 1962; Ganzarolli, 1999; Harvey e Harvey, 1989; Marquezini e Bombonati, 1986/1987; Nishii, 1968; Peyton e Mann, 1942; Polychronakis et al., 2003; Rizzatti-Barbosa et al., 1995; Rizzatti-Barbosa, 2000; Smith e Powers, 1992, os quais relataram que a armazenagem em água promove expansão devido à propriedade de sorção de água das resinas acrílicas, compensando parcialmente a contração de polimerização e, conseqüentemente, melhorando a adaptação das bases, enquanto, Goodkind e Schulte, 1970 e Domitti et al. (1998) afirmaram que a imersão em água não promoveu alterações dimensionais significantes nas bases de resina.

Os resultados encontrados neste estudo relacionados ao fator período de armazenagem (Tabelas 1, 2, 3 e Gráficos 1, 2, 3) discordando da literatura existente, talvez possam estar associados ao longo período de imersão em água utilizado (seis meses), uma vez que o tempo médio de imersão empregado nos trabalhos acima citados é de trinta dias. Neste trabalho, o primeiro período de armazenamento em

água foi de noventa dias (entre a primeira e a segunda leitura de desadaptação das bases), ou seja, o triplo do que os estudos encontrados na literatura geralmente realizam. Assim, a hipótese levantada seria que talvez a armazenagem em água compense a contração das resinas somente até um determinado período, o qual não pudemos precisar, sendo que talvez a partir daí a contração possa ser novamente potencializada pela imersão em água, acarretando o aumento da desadaptação das bases por nós observado.

Outro fator que pode ter influenciado neste resultado se deve ao fato de que promovemos a liberação de tensões com a remoção da base de resina do modelo de gesso (AL-HANBALI et al., 1991; TAKAMATA; SETCOS, 1989) após as amostras já estarem armazenadas em água por um período de noventa dias, enquanto na literatura existente é relatada a liberação das bases do modelo de gesso previamente à imersão em água. Também acredita-se que seja possível, durante o uso clínico, ocorrer um aumento ainda maior da desadaptação das bases com o tempo (além dos seis meses) devido à progressão observada neste estudo e às alterações térmicas que ocorrem inúmeras vezes na boca todos os dias (quente e frio), as quais provavelmente promovem alterações dimensionais nas peças protéticas em uso, além disso, há ainda a questão da polimerização pequena, porém, contínua que se acredita continuar ocorrendo com as resinas acrílicas, podendo contribuir para o aumento das alterações dimensionais das bases de próteses (PHILLIPS, 1993).

Com relação ao fator resina e seus respectivos ciclos de polimerização pode-se constatar, de uma maneira geral, que o método de polimerização por energia de microondas promoveu uma menor desadaptação das bases de resina ao final deste

estudo para as três regiões analisadas, independente do fator resina (Tabelas 1, 2, 3 e Gráficos 1, 2, 3). Este padrão observado está de acordo com os resultados de Al-Hanbali et al., 1991; Goiato et al., 2000; Kimura et al., 1983, 1984 e Wallace et al., 1991, os quais relataram que as bases de resinas polimerizadas por energia de microondas apresentaram adaptação superior àquelas polimerizadas por banho de água convencional, e, discordam dos relatos de Dyer e Howlet, 1994; Phillips, 1993; Sanders et al., 1991 e Turck et al., 1992 que encontraram propriedades físicas comparáveis e adaptação semelhante das resinas processadas por microondas com aquelas processadas pelos métodos convencionais, enquanto Rizzatti-Barbosa (2000), por sua vez, concluiu que as resinas polimerizadas por microondas apresentaram maior desadaptação das bases quando comparadas às polimerizadas por banho de água, principalmente na região média do palato. Para esta região, especificamente, a maior média de desadaptação das bases, ao final do estudo, foi apresentada pela resina acrílica QC-20 polimerizada pelo método convencional (fervura rápida), discordando de Polyzois et al. (1987) que relataram que a resina acrílica QC-20 polimerizada pelo ciclo rápido apresentou melhor adaptação na região mediana do palato em relação às resinas convencionais e de Padovan et al. (1999), os quais observaram que a resina QC-20 polimerizada pelo ciclo de vinte minutos em água fervente apresentou estatisticamente melhor adaptação quando comparada ao seu processamento por microondas.

Segundo Kimura et al. (1984), a melhor adaptação proporcionada pelo processamento por microondas se deve ao fato do menor gradiente de temperatura requerido por este método, uma vez que há uma elevação muito rápida da temperatura. Ainda Nishii (1968), confirma as vantagens deste método relatando que

ocorre um aquecimento homogêneo, ou seja, este é igual dentro da resina e do gesso de inclusão. Assim, De Clerck (1987) atribuiu a controvérsia entre os resultados da literatura baseando-se na hipótese de que enquanto a energia necessária para o rompimento das ligações das moléculas do peróxido de benzoíla ocorre na resina, a temperatura fora da mufla pode permanecer fria, além disso, no microondas o calor de polimerização pode ser dispersado mais rapidamente e a polimerização pode ser mais rápida que no método convencional, no qual as moléculas de monômero são passivamente movimentadas por choques térmicos e seus movimentos são somente conseqüências do calor externo. Outra explicação para esta polêmica de resultados, segundo este autor, poderia se basear nas características de funcionamento dos diferentes fornos de microondas.

Em que pese todas as considerações acima realizadas, muitos trabalhos têm sido realizados na tentativa de esclarecer o comportamento físico das resinas acrílicas assim como as alterações dimensionais ocorridas durante o processo de polimerização. Kyes (1951), observou que o mínimo de desadaptação que ocorria na região mediana do palato era de 0,5mm, relatando que para diminuir esta desadaptação deveria se manter a temperatura por várias horas a 70°C, até completar a polimerização, enquanto Sweeney (1939) verificou uma desadaptação de 1 a 2mm entre a base e o modelo na região palatina e Polyzois (1990) concluiu que os tecidos orais apresentavam notáveis propriedades de adaptação, o que não queria dizer que continuariam sadios e normais sob condições de desadaptação das bases da ordem de 1mm ou mais. Ainda Woelfel e Paffenbarger (1959), consideraram que uma contração de 0,5mm na região posterior, ocorrida durante o processamento das próteses, não apresentaria significado clínico com relação à

adaptação das bases e ao conforto dos pacientes, no entanto, se a contração fosse igual ou superior a 0,9mm a prótese não mais se adaptaria aos tecidos de suporte da fribomucosa adequadamente, tornando impossível seu uso clínico. Por sua vez, Mowery et al. (1958) analisando a estabilidade dimensional de resinas acrílicas para base de dentaduras em função do processamento e do uso clínico, concluíram que em todos os seus casos a alteração dimensional média variava de - 0,05 a 2mm e consideraram que estes valores não afetavam clinicamente a adaptação das bases de próteses.

Assim, em acordo com Polychronakis et al. (2003), os quais apresentaram um estudo clínico de cinco anos em que avaliaram as alterações dimensionais ocorridas durante a construção e o uso de próteses totais maxilares, concluindo que dentaduras maxilares feitas de resinas acrílicas termopolimerizadas convencionalmente ou por ciclo rápido exibiram alterações dimensionais que foram clinicamente aceitáveis, neste estudo pode-se afirmar, baseados nos valores acima citados, que todas as resinas acrílicas utilizadas comportaram-se bem, uma vez que a maior média de desadaptação das bases observada ao final do estudo, apresentada pela resina acrílica QC-20 polimerizada pelo método convencional (0,706mm) foi menor que os valores de desadaptação de 0,9mm (WOELFEL; PAFFENBARGER, 1959) e 1 a 2mm (POLYZOIS, 1990; SWEENEY, 1939) citados na literatura como sendo clinicamente inviáveis para o uso de próteses totais.

6.2 MICRODUREZA SUPERFICIAL

As propriedades físicas e mecânicas avaliadas por meio de ensaios laboratoriais buscam simular as condições clínicas de uso dos materiais odontológicos. No caso das resinas acrílicas para base de dentaduras, essas propriedades irão caracterizar a durabilidade das próteses e contribuir com o sucesso clínico do tratamento. A fratura e a susceptibilidade ao desgaste por abrasão das resinas acrílicas, decorrente principalmente de uma microdureza superficial do material diminuída, podem ser consideradas deficiências clínicas importantes das resinas acrílicas para a confecção de próteses (NEISSER; OLIVIERI, 2001).

Ainda, segundo estes autores, como já citado anteriormente, quanto maior a microdureza de superfície de uma resina acrílica, tanto maior é a resistência ao desgaste por abrasão desta resina. Daí a importância de se confeccionar próteses utilizando resinas acrílicas que tenham um bom valor de microdureza superficial, uma vez que as próteses estão sujeitas a um processo de abrasão diariamente através da escovação, assim, quanto melhor for a microdureza de superfície da resina acrílica menor será a rugosidade da superfície e, conseqüentemente, o acúmulo e retenção de placa bacteriana nas próteses, o que contribui entre outros fatores para sua maior longevidade.

Neste estudo também foi avaliada a propriedade de microdureza superficial de quatro resinas acrílicas para base de dentaduras antes e após a armazenagem

de amostras destas resinas em água por um período de seis meses. Antes da armazenagem, as resinas apresentaram valores médios de microdureza superficial Knoop variando de 17,28 a 18,36 (Tabela 4 e Gráfico 4), sendo que a resina QC-20 polimerizada pelo método convencional foi a que apresentou a menor média de microdureza superficial (17,28), resultados estes semelhantes aos encontrados por Neisser e Olivieri (2001), os quais observaram uma variação dos valores de microdureza superficial de 9,52 a 20,04 analisando também quatro resinas acrílicas para base de dentaduras, onde a resina QC-20 polimerizada pelo método convencional também foi a que apresentou a menor média de microdureza superficial (9,52).

Ainda neste período (antes da armazenagem em água), não foi observada nenhuma diferença estatística significativa com relação aos valores médios de microdureza superficial entre os grupos analisados (convencional e microondas), o que concorda com os resultados de Ilbay et al., 1994; Peyton, 1950; Reitz et al., 1985; Shlosberg et al., 1989 e Truong e Thomas, 1988, os quais concluíram que os valores de microdureza superficial não apresentaram diferenças significativas quando as resinas foram processadas por banho de água convencional ou por energia de microondas. Entretanto, os resultados encontrados neste período discordam dos achados de Lai et al. (2004) que verificaram uma pequena diferença significativa nos valores médios de microdureza superficial das amostras processadas utilizando o método convencional de banho de água e energia de microondas, sendo que as amostras curadas por microondas apresentaram um valor de microdureza superficial significativamente menor (17,25) em relação àquelas polimerizadas por banho de água (17,62).

Após o período de seis meses de estocagem das amostras de resina acrílica em água pode-se observar um decréscimo dos valores médios de microdureza superficial para todos os grupos analisados (Tabela 4 e Gráfico 4). Neste período, a resina QC-20 polimerizada pelo método convencional manteve o menor valor médio de microdureza superficial (16,56), comportando-se estatisticamente diferente da resina acrílica Onda Cryl que apresentou a maior média de microdureza (17,72), resultados também observados por Tanji (2000). Ou seja, após a armazenagem em água por seis meses foi possível observar diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados com relação aos valores médios de microdureza superficial, concordando com Borges, 1998; Borges et al., 2001; Smith et al., 1992 e Tanji, 2000, os quais verificaram que as resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas apresentaram maior valor de microdureza superficial quando comparadas àquelas formuladas para ciclo rápido e convencional.

Segundo Tanji (2000), os componentes para a reação de ativação química adicional à ativação térmica, contidos nas resinas para ciclo rápido, seriam responsáveis pelos menores resultados médios de microdureza superficial apresentados pela resina QC-20, visto que as resinas acrílicas ativadas quimicamente são significativamente menos duras que aquelas ativadas termicamente (VON FRAUNHOFER; SUCHATLAMPONG, 1975).

Com relação à diminuição dos valores de microdureza superficial das resinas acrílicas após o período de armazenagem em água, nossos resultados estão de acordo com Mesquita (1995), o qual afirma que no período imediato o grau de polimerização das resinas acrílicas é máximo, conferindo-lhes um valor de microdureza superior, no entanto, quando são expostas a um meio aquoso uma

reação de hidrólise começa a ocorrer chegando a atingir uma taxa suficiente para provocar uma diminuição nas propriedades físicas das resinas acrílicas e, conseqüentemente, na microdureza superficial. von Fraunhofer e Suchatlampoung (1975), também verificaram uma diminuição dos valores de microdureza superficial das resinas acrílicas após período de armazenagem em água, afirmando que a água penetra na camada amorfa superficial das resinas acrílicas, exercendo um efeito plastificante ou amolecedor desta camada e sugeriram a existência de uma interação química entre a água e a camada superficial da resina, em contrapartida, Neppelenbroek et al. (2005) relataram um aumento contínuo nos valores de microdureza superficial das resinas acrílicas analisadas até o período de sessenta dias de armazenamento em água, após o qual nenhuma alteração significativa nos valores foi observada, justificando que a liberação de monômero residual das bases de resina contribuiu para um aumento da microdureza superficial após a armazenagem em água.

Em que pese todas as considerações acima realizadas, os valores médios de microdureza superficial encontrados neste trabalho podem ser considerados bons para todos os grupos de resinas acrílicas analisadas, uma vez que a American Dental Association (1958), através de sua especificação nº 15, estabeleceu que a microdureza superficial das resinas acrílicas para dentes artificiais não pode apresentar valores inferiores a 15,00 knoop. Assim, como não há uma especificação própria para a microdureza superficial das resinas acrílicas para base de dentaduras, esta especificação nº 15 para as resinas de dentes artificiais pode ser utilizada como parâmetro e, então, se para os dentes artificiais que recebem todas as cargas oriundas das funções mastigatórias um valor de microdureza superficial

Knoop 15,00 é considerado ideal, pode-se afirmar que os valores de microdureza superficial apresentados pelas resinas acrílicas para base de dentaduras analisadas neste estudo, superiores a 15,00 knoop tanto antes quanto após o período de armazenagem em água, podem ser considerados bons para o uso clínico.



CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada e com base nos resultados, foi possível concluir que:

Desadaptação das Bases

- ✓ Em todos os períodos de armazenagem em água a $35 \pm 2^\circ\text{C}$, a região mediana do palato (M) apresentou a maior média de desadaptação das bases para todos os grupos de resinas acrílicas analisados, sendo que para as regiões A e B pode se observar desadaptação das bases somente após a terceira leitura.
- ✓ A resina acrílica QC-20 polimerizada pelo método convencional, apresentou a maior média de desadaptação das bases na região média do palato ao final deste estudo, comportando-se estatisticamente diferente em relação aos demais grupos analisados.
- ✓ Os grupos Onda Cryl, QC-20 polimerizada por energia de microondas, Vipi Cril e Vipi Wave não apresentaram diferença estatística significativa entre si com relação à desadaptação das bases na região mediana do palato após cento e oitenta dias de estocagem em água.

✓ Todas as resinas acrílicas analisadas comportaram-se bem clinicamente, uma vez que a maior média de desadaptação das bases observada ao final do estudo foi menor que os valores de desadaptação citados na literatura como sendo inviáveis para o uso clínico de próteses totais.

Microdureza superficial

✓ No tempo imediato não houve diferença estatística significativa entre os valores médios de microdureza superficial apresentados pelos grupos de resina acrílica analisados, entretanto, após o período de cento e oitenta dias de imersão em água os grupos Onda Ceryl e QC-20 polimerizada pelo método convencional apresentaram médias de microdureza superficial estatisticamente diferentes entre si.

✓ O fator tempo de armazenagem promoveu um decréscimo dos valores médios de microdureza superficial para todos os grupos de resina acrílica analisados.

✓ Esta diminuição dos valores médios de microdureza superficial, após o período de armazenagem em água, foi estatisticamente significativa apenas para os grupos Vipi Ceryl e QC-20 polimerizada por energia de microondas.

✓ Os valores de microdureza superficial apresentados pelas resinas acrílicas para base de dentaduras analisadas neste estudo, superiores a 15,00 knoop tanto

antes quanto após a armazenagem em água, podem ser considerados bons para o uso clínico.



REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

AL-HANBALI, E.; KELLEWAY, J. P.; HOWLETT, J. A. Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. **J. Dent.**, v. 19, n. 3, p. 176-180, Jun. 1991.

ALMEIDA, M. H. W. et al. Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total. **Rev. Fac. Odontol. Univ. Passo Fundo**, v. 4, n. 1, p. 49-56, jan./jun. 1999.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Specification no. 15 for acrylic resin teeth. Chicago: American Dental Association, 1958. 4p.

ANTHONY, D. H.; PEYTON, F. A. Dimensional accuracy of various denture-base materials. **J. Prosthet. Dent.**, v. 12, n. 1, p. 67-81, Jan./Feb. 1962.

ARIOLI FILHO, J. N. et al. A importância da geometria do palato na adaptação de próteses totais superiores. **Rev. Fac. Odontol. Univ. Passo Fundo**, v. 4, n. 1, p. 45-48, jan./jun. 1999.

BARCO JUNIOR, M. T. et al. The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures: an in vitro and in vivo study. **J. Prosthet. Dent.**, v. 42, n. 1, p. 17-22., Jul. 1979.

BOBERICK, K. G.; MCCOOL, J. Dimensional stability of record bases fabricated from light-polymerized composite using two methods. **J. Prosthet. Dent.**, v. 79, n. 4, p. 399-403, Apr. 1998.

BORGES, L. H. **Influência de ciclos de polimerização sobre o polimento, rugosidade, porosidade e dureza superficial da resina acrílica QC-20.** 1998.

120f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica)- Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1998.

BORGES, L. H. et al. Efeito do tempo pós-prensagem sobre a rugosidade, dureza e porosidade superficial da resina acrílica QC-20, em diferentes ciclos de polimerização. **PCL: Rev. Bras. Prót. Clín. Lab.**, v. 3, n. 16, p. 493-503, dez./jan. 2001/2002.

CARVALHO, J. C. M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. **Rev. Fac. Odontol. Univ. São Paulo**, v. 10, n. 1, p. 127-132, jan./jun. 1972.

CHEN, J. C.; LACEFIELD, W. R.; CASTLEBERRY, D. J. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. **Dent. Mater.**, v. 4, n. 1, p. 20-24, Feb. 1988.

CONSANI, R. L. X. **Efeito do dispositivo RS de contenção, sobre a alteração dimensional das bases de prótese total superior.** 2000. 104f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica)-Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2000.

CONSANI, R. L. X.; SILVA, F. A.; BUARQUE e SILVA, W. A. Alteração dimensional da base de prótese total polimerizada no ciclo convencional em função do tempo pós-prensagem e estágio da resina. **PCL: Rev. Brás. Prót. Clín. Lab.**, v. 4, n. 18, p. 144-150, mar./abr. 2002a.

CONSANI, R. L. X. et al. Efeito dos estágios da resina acrílica sobre a alteração dimensional de bases de prótese total polimerizadas pelo ciclo convencional. **PGR: Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos**, v. 4, n. 3, p. 13-20, set./dez. 2001.

CONSANI, R. L. et al. Effect of commercial acrylic resins on dimensional accuracy of the maxillary denture base. **Braz. Dent. J.**, v. 13, n. 1, p. 57-60, 2002b.

COSTA, E. M. V. et al. Adaptação de bases de prótese totais obtidas pela técnica convencional, com Ancoragem palatal e periférica total. **PCL: Rev. Ibero. Am. Prot. Clín. Lab.**, v. 6, n. 34, p. 584-590, set./out. 2004.

CRAIG, R. G. Prosthetic applications of polymers. In_____. **Restorative dental materials**. 8. ed. Sant. Louis: C. V. Mosby, 1993. p. 509-559.

DE CLERCK, J. P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, v. 57, n. 5, p. 650-658, May. 1987.

DOMITTI, S. S.; CONSANI, S.; NOGUEIRA, S. S. Estudo da adaptação de próteses totais superiores. **JBC: J. Bras. Odontol. Clin.**, v. 2, n. 12, p. 38-41, nov./dez. 1998.

DYER, R. A.; HOWLETT, J. A. Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. **J. Dent.**, v. 22, n. 4, p. 236-241, Aug. 1994.

FIRTELL, D. N.; GREEN, A. J.; ELAHI, J. M. Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. **J. Prosthet. Dent.**, v. 45, n. 6, p. 598-601, Jun. 1981.

GANZAROLI, S. M. **Avaliação da adaptação e porosidade de bases de prótese, segundo diferentes tipos de resfriamento**. 1999. 119f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica)-Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1999.

GENNARI FILHO, H. et al. **Prótese Total-Manual de laboratório**. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista, 2000. 46p.

GOIATO, M. C. et al. Avaliação da alteração dimensional e porosidades em resinas acrílicas entre métodos de polimerização convencional e por microondas. **Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre**, v. 41, n. 2, p. 37-40, dez. 2000.

GOIATO, M. C. et al. Avaliação de métodos de polimerização sobre a alteração dimensional e porosidade das resinas acrílicas para base de dentaduras. **PCL: Rev. Ibero. Am. Prót. Clín. Lab.**, v. 6, n. 33, p. 463-468, set./out. 2004.

GOODKIND, R. J.; SCHULTE, R. C. Dimensional accuracy of pour acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. **J. Prosthet. Dent.**, v. 24, n. 6, p. 662-668, Dec. 1970.

HARVEY, W. L.; HARVEY, E. V. Dimensional changes at the posterior border of baseplates made from a visible light-activated composite resin. **J. Prosthet. Dent.**, v. 62, n. 2, p. 184-189, Aug. 1989.

ILBAY, S. G.; GUVENER, S.; ALKUMRU, H. N. Processing dentures using microwave technique. **J. Oral. Rehabil.**, v. 21, n. 1, p. 103-109, Jan. 1994.

JAGGER, R. G. Effect of the curing cycles on some properties of a polymethylmethacrylate denture base material. **J. Oral. Rehabil.**, v. 5, n. 2, p. 151-157, Apr. 1978.

KERN, W. R. Possible dimensional changes in denture base materials. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 28, n. 12, p. 1952-1958, Dec. 1941.

KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SAITO, T. Application of microwave for dental technique (part II)- adaptability of cured acrylic resins. **J. Osaka Univ. Dent. Sch.**, v. 24, p. 21-29, Dec. 1984.

KIMURA, H. et al. Applications of microwave for dental technique (part I)-dough forming and curing of acrylic resins. **J. Osaka Univ. Dent. Sch.**, v. 23, p. 43-49, Dec. 1983.

KYES, F. M. Laboratory's role in successful dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v. 1, n. 1/2, p. 196-203, Jan./Mar. 1951.

LAI, C .P. et al. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. **Dent. Mater.**, v. 20, n. 2, p. 133-141, Feb. 2004.

LEE, S. Y.; LAI, Y. L.; HSU, T. S. Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolimerized the polymethyl methacrylate resin. **Eur. J. Oral. Sci.**, v. 110, n. 2, p. 179-183, Apr. 2002.

MARQUEZINI, A. D.; BOMBONATI, P. E. Adaptação de bases de dentaduras em função de marcas de resinas acrílicas, diferentes ciclos de polimerização e absorção de água. **Rev. Odontol. UNESP**, v. 15/16, p. 147-153, 1986/1987.

MESQUITA, M. F. **Efeito do polimento químico sobre a dureza, rugosidade superficial e resistência ao impacto das resinas acrílicas ativadas química e termicamente em vários períodos de armazenagem.** 1995. 124f. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica)-Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1995.

MOWERY, W. E. et al. Dimensional stability of denture base resins. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 57, n. 9, p. 345-353, Sept. 1958.

NEISSER, M. P.; OLIVIERI, K. A. N. Avaliação da resistência ao impacto e dureza de resinas acrílicas termicamente ativadas para base de próteses totais. **PGR: Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos**, v. 4, n. 2, p. 35-42, maio/ago. 2001.

NEPPELENBROEK, K. H. et al. Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. **J. Prosthet. Dent.**, v. 93, n. 2, p. 171-176, Feb. 2005.

NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation with particular reference to heat-curing resins. **J. Osaka Dent. Univ.**, v. 2, n. 1, p. 23-40, Feb. 1968.

PADOVAN, S. M. M.; DOMITTI, S. S.; CONSANI, S. Influência dos ciclos de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica QC-20. **Salusvita**, v. 18, n. 2, p. 73-87, jul./dez. 1999.

PEYTON, F. A. Packing and processing denture base resins. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 40, n. 5, p. 520-528, May. 1950.

PEYTON, F. A.; MANN, W. R. Acrylic and acrylic-stryrene resins: their properties in relation to their uses and restorative materials. (Part I). **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 29, n. 15, p. 1852-1864, Oct. 1942.

PHILLIPS, R. W. **Skinner materiais dentários**. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. 334p.

POLYCHRONAKIS, N.; YANNIKAKIS, S.; ZISSIS, A. A clinical 5-year longitudinal study on the dimensional changes of complete maxillary dentures. **Int. J. Prosthodont.**, v. 16, n. 1, p. 78-81, Jan./ Feb. 2003.

POLYZOIS, G. L. Improving the adaptation of denture bases by anchorage to the casts: a comparative study. **Quintessence Int.**, v. 21, n. 3, p. 185-190, Mar. 1990.

POLYZOIS, G. L. et al. Dimensional stability of dentures processed en boilable acrylic resins: a comparative study. **J. Prosthet. Dent.**, v. 57, n. 5, p. 639-647, May 1987.

REITZ, P. V.; SANDERS, J. L.; LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quintessence Int.**, v. 16, n. 8, p. 547-551, Aug. 1985.

RIZZATTI-BARBOSA, C. M. **Influência do processamento, do polimento e da sorção de água das resinas acrílicas, na desadaptação do bordo posterior de próteses totais superiores polimerizadas com energia de microondas.** 2000. 114f. Tese (Livre Docência)-Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2000.

RIZZATTI-BARBOSA, C. M.; CURY, A. A. D. B.; PANZERI, H. Influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade das próteses totais. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v. 9, n. 3, p. 197-206, jul./set. 1995.

SAMUEL, S. M. W.; SELISTRE, C. R. Avaliação da influência do polimento químico na sorção, solubilidade e microdureza de uma resina acrílica de termopolimerização. **Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre**, v. 41, n. 1, p. 8-13, jul. 2000.

SANDERS, J. L.; LEVIN, B.; REITZ, P. V. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. **Quintessence Int.**, v. 22, n. 3, p. 181-186, Mar. 1991.

SHOLSBERG, S. R. et al. Microwave energy polymerisation of polymethyl-methacrylate denture base resins. **Int. J. Prosthodont.**, v. 2, n. 5, p. 453-458, 1989.

SKINNER, E. W. Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 39, n. 3, p. 261-268, Sept. 1949.

SMITH, L. T.; POWERS, J. M. Relative fit of new denture resins polymerized by heat, light and microwave energy. **Am. J. Dent.**, v. 5, n. 3, p. 140-142, Jun. 1992.

SMITH, L. T.; POWERS, J. M.; LADD, D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat and microwave energy. **Int. J. Prosthodont.**, v. 5, n. 4, p. 315-320, Jul./Aug. 1992.

SWEENEY, W. T. Denture base material: acrylic resins. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 26, n. 11, p. 1863-1873, Nov. 1939.

SYKORA, O.; SUTOW, E. J. Posterior palatal seal adaptation: influence of a high expansion stone. **J. Oral. Rehabil.**, v. 23, n. 5, p. 342-345, May. 1996.

SYKORA, O.; SUTOW, E. J. Posterior palatal seal adaptation: influence processing technique, palate shape and immersion. **J. Oral. Rehabil.**, v. 20, n. 1, p. 19-31, Jan. 1993.

TAKAMATA, T.; SETCOS, J. C. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. **Int. J. Prosthodont.**, v. 2, n. 6, p. 555-562, Nov./Dec. 1989.

TAKAMATA, T. et al. Adaptation of acrylic resin denture as influenced by the activation mode of polymerization. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 119, n. 2, p. 271-276, Aug. 1989.

TANJI, M. **Estudo comparativo entre tipos de resinas acrílicas sobre as variáveis resistência ao impacto, dureza de superfície, rugosidade e porosidade.** 2000. 128f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica)-Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2000.

TRUONG, V. T.; THOMAZ, F. G. V. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. **Aust. Dent. J.**, v. 33, n. 3, p. 201-204, Jun. 1988.

TURCK, M. D. et al. Direct measurement of dimensional accuracy with three denture-processing techniques. **Int. J. Prosthodont.**, v. 5, n. 4, p. 367-372, Jul./Aug. 1992.

VON FRAUNHOFER, J. A.; SUCHATLAMPONG, C. The surface characteristics of denture base polymers. **J. Dent.**, v. 3, n. 3, p. 105-109, May. 1975.

WALLACE, P. W. et al. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. **J. Prosthet. Dent.**, v. 66, n. 3, p. 403-408, Sept. 1991.

WOELFEL, J. B.; PAFFENBARGER, G. C. Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 59, n. 2, p. 250-260, Aug. 1959.

WOELFEL, J. B.; PAFFENBARGER, G. C., SWEENEY, W. T. Clinical evaluation of complete dentures made of 11 different types of denture base materials. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 70, n. 5, p. 1170-1188, May. 1965.



ANEXOS

Tabela 5: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **Vipi Cril** na **região A** (crista do rebordo direito), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,00	0,00	0,180	0,235
02		0,00	0,00	0,120	0,190
03		0,00	0,00	0,100	0,150
04		0,00	0,00	0,080	0,140
05		0,00	0,00	0,140	0,200

Tabela 6: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **Vipi Cril** na **região B** (crista do rebordo esquerdo), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,00	0,00	0,085	0,100
02		0,00	0,00	0,00	0,00
03		0,00	0,00	0,0	0,00
04		0,00	0,00	0,080	0,100
05		0,00	0,00	0,120	0,160

Tabela 7: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **Vipi Cril** na **região M** (região mediana do palato), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,150	0,195	0,370	0,450
02		0,086	0,165	0,275	0,350
03		0,146	0,300	0,425	0,600
04		0,136	0,135	0,286	0,360
05		0,230	0,240	0,535	0,550

Tabela 8: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **Vipi Wave** na **região A** (crista do rebordo direito), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,00	0,00	0,060	0,100
02		0,00	0,00	0,150	0,190
03		0,00	0,00	0,060	0,085
04		0,00	0,00	0,00	0,00
05		0,00	0,00	0,080	0,120

Tabela 9: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **Vipi Wave** na **região B** (crista do rebordo esquerdo), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,00	0,00	0,00	0,00
02		0,00	0,00	0,100	0,140
03		0,00	0,00	0,00	0,00
04		0,00	0,00	0,00	0,100
05		0,00	0,00	0,080	0,120

Tabela 10: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **Vipi Wave** na **região M** (região mediana do palato), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,356	0,395	0,390	0,390
02		0,100	0,330	0,440	0,500
03		0,358	0,380	0,410	0,570
04		0,120	0,186	0,240	0,400
05		0,230	0,256	0,355	0,490

Tabela 11: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **QC-20** polimerizada pelo **método convencional** na **região A** (crista do rebordo direito), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,00	0,00	0,080	0,105
02		0,00	0,00	0,090	0,150
03		0,00	0,00	0,075	0,095
04		0,00	0,00	0,00	0,00
05		0,00	0,00	0,00	0,00

Tabela 12: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **QC-20** polimerizada pelo **método convencional** na **região B** (crista do rebordo esquerdo), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,00	0,00	0,00	0,100
02		0,00	0,00	0,065	0,120
03		0,00	0,00	0,080	0,130
04		0,00	0,00	0,00	0,00
05		0,00	0,00	0,00	0,00

Tabela 13: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **QC-20** polimerizada pelo **método convencional** na **região M** (região mediana do palato), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,270	0,495	0,700	0,810
02		0,116	0,260	0,450	0,540
03		0,196	0,315	0,550	0,580
04		0,106	0,430	0,635	0,650
05		0,126	0,486	0,670	0,950

Tabela 14: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **QC-20** polimerizada por **microondas** na **região A** (crista do rebordo direito), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,00	0,00	0,065	0,100
02		0,00	0,00	0,050	0,100
03		0,00	0,00	0,00	0,00
04		0,00	0,00	0,00	0,00
05		0,00	0,00	0,080	0,120

Tabela 15: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **QC-20** polimerizada por **microondas** na **região B** (crista do rebordo esquerdo), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,00	0,00	0,00	0,00
02		0,00	0,00	0,070	0,115
03		0,00	0,00	0,00	0,00
04		0,00	0,00	0,00	0,00
05		0,00	0,00	0,075	0,100

Tabela 16: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **QC-20** polimerizada por **microondas** na **região M** (região mediana do palato), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,050	0,050	0,206	0,350
02		0,110	0,166	0,330	0,550
03		0,126	0,216	0,295	0,350
04		0,060	0,096	0,316	0,400
05		0,056	0,200	0,525	0,550

Tabela 17: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **Onda Cryl** na **região A** (crista do rebordo direito), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,00	0,00	0,080	0,100
02		0,00	0,00	0,100	0,150
03		0,00	0,00	0,100	0,130
04		0,00	0,00	0,120	0,160
05		0,00	0,00	0,120	0,130

Tabela 18: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **Onda Cryl** na **região B** (crista do rebordo esquerdo), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,00	0,00	0,00	0,00
02		0,00	0,00	0,080	0,100
03		0,00	0,00	0,00	0,00
04		0,00	0,00	0,070	0,100
05		0,00	0,00	0,090	0,110

Tabela 19: Valores (mm) das leituras de desadaptação da resina acrílica **Onda Cryl** na **região M** (região mediana do palato), em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	1º LEITURA (IMEDIATA)	2º LEITURA (90 DIAS)	3º LEITURA (90 DIAS)	4º LEITURA (180 DIAS)
01		0,114	0,100	0,236	0,290
02		0,050	0,086	0,200	0,340
03		0,100	0,180	0,240	0,380
04		0,050	0,086	0,295	0,295
05		0,060	0,150	0,316	0,335

Tabela 20: Valores da microdureza superficial Knoop da resina acrílica **Vipi Cril**, em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	IMEDIATO	SEIS MESES
01		18,0	17,6
02		17,8	17,0
03		18,2	17,0
04		19,8	18,2
05		18,0	18,0

Tabela 21: Valores da microdureza superficial Knoop da resina acrílica **Vipi Wave**, em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	IMEDIATO	SEIS MESES
01		18,6	17,6
02		18,2	17,4
03		18,6	17,6
04		17,8	17,8
05		18,6	17,8

Tabela 22: Valores da microdureza superficial Knoop da resina acrílica **QC-20** polimerizada pelo **método convencional**, em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	IMEDIATO	SEIS MESES
01		17,6	16,4
02		18,4	16,6
03		17,8	17,2
04		16,0	16,6
05		16,6	16,0

Tabela 23: Valores da microdureza superficial Knoop da resina acrílica **QC-20** polimerizada por **microondas**, em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	IMEDIATO	SEIS MESES
01		18,0	17,4
02		17,0	18,0
03		18,4	17,6
04		18,6	16,4
05		18,6	17,2

Tabela 24: Valores da microdureza superficial Knoop da resina acrílica **Onda Cryl**, em função do período de armazenagem em água.

Amostras (n)	Leitura	IMEDIATO	SEIS MESES
01		18,6	17,8
02		18,8	18,0
03		17,2	17,8
04		17,4	17,0
05		17,4	18,0