UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

DANIEL AFONSO HIRAMATSU

PROPRIEDADES FÍSICAS DA RESINA ACRÍLICA PARA
COROAS PROVISÓRIAS EM FUNÇÃO DE DIFERENTES
TÉCNICAS DE POLIMERIZAÇÃO
(Rugosidade, Porosidade, Microdureza, Sorção e Solubilidade)

Bauru
2009

DANIEL AFONSO HIRAMATSU

**PROPRIEDADES FÍSICAS DA RESINA ACRÍLICA PARA COROAS
PROVISÓRIAS EM FUNÇÃO DE DIFERENTES TÉCNICAS DE POLIMERIZAÇÃO**
(Rugosidade, Porosidade, Microdureza, Sorção e Solubilidade)

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral
Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

BAURU

2009

Hiramatsu, Daniel Afonso

H613p Propriedades físicas da resina acrílica para coroas provisórias em função de diferentes técnicas de polimerização (rugosidade, porosidade, microdureza, sorção e solubilidade) / Daniel Afonso Hiramatsu. – Bauru, 2009.

122 p. : il. ; 30 cm.

Dissertação. (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura: _____

Data: ____ / ____ / ____

FOLHA DE APROVAÇÃO

DADOS CURRICULARES

DANIEL AFONSO HIRAMATSU

Nascimento	20 de fevereiro de 1984
Naturalidade	Avaré – SP
Filiação	Paulo Hiroshi Hiramatsu Neiva Marie Nakamura Hiramatsu
2003 – 2005	Bolsista de iniciação científica (FAPESP) sob orientação da Profa. Dra. Nilce Emy Tomita (Odontologia Social). Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.
2002 – 2005	Curso de Graduação em Odontologia pela Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.
2006 – 2007	Programa de Prática Profissionalizante sob orientação do Prof. Dr. José Henrique Rubo. Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.
2007 – 2008	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, nível de mestrado pela Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.
2008	Membro Adjunto do Branemark Osseointegration Center – São Paulo.

Eu creio em mim mesmo. Creio nos que trabalham comigo, creio nos meus amigos e creio na minha família.

Creio que Deus me emprestará tudo que necessito para triunfar, contanto que eu me esforce para alcançar com meios lícitos e honestos.

Creio nas orações e nunca fecharei meus olhos para dormir, sem pedir antes a devida orientação a fim de ser paciente com os outros e tolerante com os que não acreditam no que eu acredito.

Creio que o triunfo é resultado de esforço inteligente, que não depende da sorte, da magia, de amigos, companheiros duvidosos ou de meu chefe.

Creio que tirarei da vida exatamente o que nela colocar. Serei cauteloso quando tratar os outros, como quero que eles sejam comigo.

Não caluniarei aqueles que não gosto. Não diminuirei meu trabalho por ver que os outros o fazem.

Prestarei o melhor serviço de que sou capaz, porque jurei a mim mesmo triunfar na vida, e sei que o triunfo é sempre resultado do esforço consciente e eficaz.

Finalmente, perdooarei os que me ofendem, porque compreendo que às vezes ofendo os outros e necessito de perdão.

Mahatma Gandhi

DEDICATÓRIA

À minha mãe, **Neiva Mariê Nakamura Hiramatsu**, por me ensinar a nunca ter medo da vida e assim, me dando coragem para enfrentar as dificuldades que nela surgem. Por me mostrar que seu amor é incondicional e existirá independentemente da distância. Por querer sempre que eu busque a felicidade onde quer que ela esteja. Pelo seu carinho, pela sua dedicação a nós e por ser parte de tudo o que eu sou e faço. A ti dedico esta e todas as outras realizações da minha vida. Te amo!

Ao meu pai, **Paulo Hiroshi Hiramatsu**. Pela sua simplicidade, bondade, e dedicação à família, por tudo o que você me ensinou através do seu exemplo. É bom saber que onde quer que eu esteja, sempre terei um lar, um porto seguro para onde voltarei sempre que precisar. Obrigado por me lembrar disso todas as vezes. Te amo.

Ao meu querido irmão e sempre amigo **Rafael Augusto Hiramatsu**. O carinho que nos une é muito maior que a distância que nos separa. Mais que um irmão você sempre foi um companheiro para todas as horas, graças a você, nunca me senti sozinho. Obrigado por todos os momentos que você brigou por mim, me defendeu e esteve do meu lado. Muitas saudades, te amo.

À minha família, meu bem mais precioso, base de tudo o que eu sou e faço. A vocês dedico este trabalho!

AGRADECIMENTOS

Agradeço...

À Deus, por cada dia da minha vida.

À Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, na pessoa de seu Diretor Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro, que me proporcionou além de uma formação de bases sólidas a convivência com pessoas boas, amigos e professores, que fizeram desses sete anos em Bauru, um período de grande crescimento pessoal e profissional que lembrarei por toda vida.

Aos meus colegas de mestrado em Reabilitação Oral, Fabio Kenji, Fabio Lorenzoni, João Paulo, Gustavo, Paulo, Marcelo, Cintia, Zezo, David, Felipe, Aline, Emílio, Oswaldo, Priscila e Rosalin. Tenho muito orgulho de ter feito parte dessa turma e da amizade que fiz com todos, sem exceção. Aprendi muito com cada um de vocês. Sucesso a todos!

Aos colegas do doutorado: Daniel, Buda, Leandro, Murilo, Dú Meira, Eduardo Figueira. Em especial ao meu segundo orientador Rafael Moretti e sua família Tiza e Gabriel, pela convivência harmoniosa e pela amizade que cultivamos.

Aos meus amigos do Departamento de Prótese: Val, Débora, Claudia, Shirley.
Aos professores: Vinícius Porto, Wellington Bonachela, Renato de Freitas, Paulo Conti, Carlos Araújo, Ricardo Marins e Karin Neppelenbroek.

Ao Prof. Milton Salvador pelo apoio e pelos ensinamentos desde a graduação.

À Profa. Lucimar que sempre torceu e me incentivou, e nunca me deixou desistir dos meus objetivos, por mais que parecessem difíceis de serem alcançados.

À professora Nilce Tomita, a quem devo os meus primeiros passos na vida acadêmica, obrigado por ter sempre acreditado e investido conhecimento e tempo em mim, durante a iniciação científica. Ao Prof. Accácio e Prof. Pedro pela amizade que sempre demonstraram por todos nós.

Aos meus amigos Reivanildo Viana e Marcelo Giatti, cada vez mais eu vejo o quanto foi bom o aprendizado que tive com vocês dentro dos laboratórios de prótese e o quanto me faz feliz a amizade que cultivamos.

A todos do Departamento de Periodontia, que sempre foi minha segunda casa, agradeço pela maneira carinhosa que me receberam por todos esses anos. Aos professores: Euloir Passanezi, Adriana, Malu, Sebastião, Waldyr Janson. Aos amigos do mestrado: Roberta, Marcos, Bruna. Lembrarei sempre com muito carinho de todos vocês.

À Ivânia, pelas lições, pela amizade, atenção e por sempre cuidar de um bem muito precioso para mim. Edilaine, pelo companheirismo, bom humor e amizade.

Aos amigos de casa: Zezo, Ada, Gustavo, Drica, Leandro, Lulu, Luiz, Vanessa, Flávia, Max, Fabio, vocês fazem parte de muitas das melhores lembranças que levarei de Bauru... Obrigado.

Aos amigos: Felipão, David, Verônica, Oswaldo, por tantos bons momentos que passamos e que vão deixar saudades.

Ao amigo Renato Oliveira Ferreira da Silva. Acho que nunca poderei retribuir o apoio e os ensinamentos que você me deu desde o início da graduação. Sua participação foi fundamental na minha profissão e sua amizade é uma das grandes conquistas que tive. Obrigado.

Aos meus tios: Angela, Hiró, Laura, Amarildo, Chigue, Sônia, Ciléa, Zé, Kioshi, Chiguelo. Em especial aos meus padrinhos Massaki e Raulina, que sempre me apoiaram e incentivam em meus estudos e acompanharam de perto minha vida. À minha tia Neuza pelo carinho de sempre... é muito bom saber que posso contar com vocês!

...também ao meu querido tio Cláudio Fiori, pelas comidas, pelo carinho que sempre fez questão de demonstrar, meu amigo e companheiro de todas as horas. Obrigado por tudo!

Aos meus primos: Thiago, Karine, Felipe, Narandra, Alexandre, Naiara, Marcos, Jú, Dani, Cuca, Camila... também ao meu primo e amigo Mateus, por quem tenho muito carinho e admiração.

Aos meus amigos Helô e Alex, pelos bons momentos que tantas saudades trazem e pela Júlia: a mais linda demonstração de amizade que já recebi.

À minha família de São Manuel: André, Agatha, Karina, Aline, Júnior, Moisés, Val, Cris, Marmita, Gi, Gui, Ana, Tete, Celina, Antônio, vó Lourdes. Lembrarei sempre de todos os momentos que passei com vocês, obrigado pelo carinho e pelo acolhimento.

Aos amigos do BOC São Paulo: Dra. Érica, Dra. Carla, Dr. Rafael, Dr. Frederico. Cada dia com vocês é um privilégio de amizade e conhecimento. Obrigado por tudo. Márcia, Bete, Cátia, Priscila, Nádia, Patrícia, Júlio, Nara, Thaís, Gislene, Bárbara, Adressa, Rose, Celso. Em especial ao meu amigo Uriel. Obrigado!

Aos amigos de Santos: Dr. Ricardo Horliana, Dra. Mônica Denari, Dr. Nilson Denari. Da clínica: Vitória e Gabriela. Em especial à Telma pela preocupação e carinho e à Luciana que nunca mediu esforços para que eu me sentisse feliz nessa nova fase da minha vida. Obrigado.

Aos novos amigos: Maneco, Valéria e família, Rose, Iki, Leninha, pelo carinho e amizade.

À FAPESP e CAPES pelas bolsas concedidas neste período.

AGRADECIMENTOS

ESPECIAIS

Ao Prof. José Henrique Rubo,

Àquele que me acompanhou em todas as etapas da minha formação nesta faculdade, graduação, estágio e pós-graduação e sabe o quanto eu tenho me esforçado, para aprender com seu exemplo de trabalho e dedicação. Suas orientações possibilitaram que transformássemos nosso esforço em realizações pessoais e profissionais. Obrigado pela paciência, foi uma honra ter sido seu aluno e orientado.

AGRADECIMENTOS

ESPECIAIS

Ao meu amigo Paulo Fukashi Yamaguti,

Como seu aluno, como seu colega de trabalho e como seu amigo, agradeço por tantas portas que você me abriu, por tudo o que me ensinou e ensina todos os dias, pela sua preocupação e amizade. Sua imensa habilidade e destreza mostram seu valor profissional e a maneira como trata as pessoas mostra seu valor humano. A você devo todo meu respeito e admiração. Obrigado por tudo.

AGRADECIMENTOS

ESPECIAIS

Ao Prof. Paulo Martins,

Que me ensinou a abrir a mente e pensar além do que era comum e previsível. Por confiar em meu trabalho e me ensinar com o seu. Por ter me aberto as portas de sua casa e possibilitar a convivência com uma família que me acolheu e que para mim é exemplo de harmonia, respeito e humildade. Obrigado.

AGRADECIMENTOS

ESPECIAIS

Ao Dr. Laércio Wonhrath Vasconcelos,

Sei que essa é uma oportunidade única de aprendizado e crescimento profissional que procuro aproveitar ao máximo, obrigado por tornar isso possível.

AGRADECIMENTOS

ESPECIAIS

Maria Cecília Fidêncio,

Que sempre esteve presente nos últimos anos, e pode acompanhar de perto minha vida pessoal e profissional. Fico muito feliz por ter dividido com você os bons momentos e os maus também, agradeço por estar perto na comemoração de tantas vitórias, mas também foi bom ter você perto nas derrotas que tanto nos ensinaram.

Nem sempre a vida segue o caminho que imaginamos e planejamos, por isso é preciso acreditar que Ele sabe o que é melhor para nós, você me ensinou isso também. Serei para sempre grato, por tudo.

AGRADECIMENTOS

ESPECIAIS

Bruna Fidêncio Rahal Ferraz,

De todos os momentos que passamos juntos, não esquecerei de nenhum segundo. Todos eles valeram a pena ser vividos, todos eles foram especiais. Obrigado.

RESUMO

RESUMO

Foi realizada uma avaliação *in vitro* da influência de três variáveis sobre a rugosidade, porosidade, microdureza, sorção e solubilidade de uma resina acrílica para coroas provisórias: ambiente de polimerização (ar/água), temperatura e pressão de acordo com 4 técnicas de manipulação, diretas e indiretas. Os corpos de prova foram confeccionados utilizando a resina poli (metilmetacrilato) (PMMA) Dencor[®] cor nº 66. A rugosidade de superfície (Ra) foi verificada por um rugosímetro/perfilômetro. Na análise da porosidade foi utilizado um método quantitativo de contagem dos poros por área delimitada utilizando um microscópio comparador. A análise da microdureza foi feita antes e depois da simulação do desafio ácido ocorrido na cavidade bucal. Para a análise de sorção e solubilidade os espécimes foram submetidos a ciclos de hidratação e ressecamento e através da comparação entre as pesagens iniciais e finais foi possível estabelecer os resultados. Os resultados de Rugosidade foram favoráveis às técnicas indiretas (grupos I e II) com médias de Ra=0,141µm e 0,181µm, respectivamente, seguidos pelas técnicas diretas (grupos III e IV) com Ra=0,373µm e 0,908µm. Os resultados de porosidade foram de 0,8 poros por área delimitada para o grupo I, seguido do grupo II com 0,9 poros; grupo III com 7,2 poros e grupo IV com 124 poros. Os resultados de microdureza para todos os grupos evidenciaram diminuição da dureza após a ciclagem ácida com valores que diminuíram de 14,12 para 13,03 no grupo I; de 14,06 para 12,93 no grupo II; de 13,73 para 12,71 no grupo III e de 13,47 para 12,65 no grupo IV. Os resultados de sorção foram de 1,807% para o grupo I; 1,817% para o grupo II; 2,068% para o grupo III e 2,227% para o grupo IV. E os resultados de solubilidade foram 0,036% para o grupo I; 0,054% para o grupo II; 0,184% para o grupo III e 0,212% para o grupo IV. Os maiores valores de rugosidade e porosidade foram alcançados pelos corpos-de-prova confeccionados pelas técnicas diretas e os menores valores se deram nos corpos-de-prova confeccionados segundo as técnicas indiretas e pela técnica do pincel. O desafio ácido reduziu a dureza da resina acrílica, porém não houve diferença nos testes de dureza entre os diferentes grupos. Os espécimes confeccionados pelas técnicas indiretas apresentaram menor sorção e solubilidade quando comparadas às técnicas diretas. Portanto, as técnicas indiretas de confecção de coroas provisórias devem ser preferidas às técnicas diretas.

Palavras-chave: Resinas Acrílicas. Coroas Provisórias. Rugosidade. Porosidade. Microdureza. Sorção e Solubilidade.

ABSTRACT

ABSTRACT

Physical properties of acrylic resin for provisional crowns under different curing techniques

An in vitro evaluation of the influence of three variables (polymerization medium (air/water), temperature and pressure) on roughness, porosity, microhardness, sorption and solubility of an acrylic resin for provisional crowns was conducted according to 4 techniques (direct and indirect). The samples were prepared using a poly (methylmethacrylate) (PMMA) resin Dencor color N° 66. The surface roughness (Ra) was evaluated with a perfilometer. Porosity was analyzed according a quantitative method of counting number of pores per area by using a comparator microscope. Microhardness readings were made before and after acid challenge simulation as in the oral cavity. For sorption and solubility analysis, specimens were subjected to successive cycles of dampening and dehydration to make comparisons of the initial and final weights. Roughness results were lower for indirect techniques (groups I and II) with averages of $Ra = 0.141\mu m$ and $0.181\mu m$, respectively, followed by direct techniques (groups III and IV) with $Ra = 0.373\mu m$ and $0.908\mu m$. Porosity results were 0.8 pores per area for the group I, 0.9 pores for group II, 7.2 pores for group III and 124 pores for group IV. All groups showed a decrease in hardness after acid cycling with values that ranged from 14.12 to 13.03 in group I, 14.06 to 12.93 in group II, 13.73 to 12.71 in group III, and 13.47 to 12.65 in group IV. Sorption results were 1.807% in group I, 1.817% in group II, 2.068% in group III, and 2.227% in group IV. Solubility results were 0.036% in group I, 0.054% in group II, 0.184% in group III and 0.212% in group IV. Higher values of roughness and porosity were obtained by specimens made by direct technique and lower values were achieved with specimens made by indirect technique and brush technique. The acid challenge statistically decreased hardness of the acrylic resin, but there was no statistical difference among different groups. The specimens prepared by indirect techniques showed lower sorption and solubility when compared to direct techniques. The indirect techniques for making provisional crowns should be preferred compared to direct techniques.

Keywords: Acrylic Resins. Provisory Crowns. Roughness. Porosity. Microhardness. Sorption and Solubility.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Seqüência de confecção dos corpos de prova do grupo I. (A) Inclusão dos padrões de cera em mufla; (B) posicionamento da mufla na prensa hidráulica e (C) inserção da mufla na polimerizadora sob pressão e temperatura.....	71
Figura 2 –	Seqüência de confecção dos corpos de prova do grupo II. (A) saturação da resina acrílica em pote dappen; (B) posicionamento da matriz contra uma plataforma de gesso e (C) inserção do conjunto matriz + plataforma de gesso na polimerizadora sob pressão e temperatura.....	71
Figura 3 –	Seqüência de confecção dos corpos de prova do grupo III. (A) monômero e polímero colocados em potes dappens e (B) preenchimento da matriz pela técnica do pincel.....	72
Figura 4 –	Seqüência de confecção dos corpos de prova do grupo IV. (A) saturação da resina acrílica em pote dappen; (B) preenchimento da matriz com a resina na fase arenosa e (C) posicionamento de uma placa de vidro sobre a matriz até a polimerização final da resina.....	72
Figura 5 –	Politriz Metalográfica.....	73
Figura 6 –	Detalhe da politriz para planificação e polimento dos espécimes (carrossel para 6 espécimes).....	73
Figura 7 –	Rugosímetro.....	74
Figura 8 –	Ponta apalpadora do rugosímetro.....	74
Figura 9 –	Dimensões do corpo de prova utilizado para os testes de rugosidade e porosidade.....	74

Figura 10 –	Microscópio comparador.....	76
Figura 11 –	Visualização da área delimitada pelo microscópio, quadrantes formados pelos eixos x e y.....	76
Figura 12 –	Dimensões do corpo de prova utilizado para os testes de microdureza.....	77
Figura 13 –	Estufa utilizada para secagem dos espécimes.....	78
Figura 14 –	Microdurômetro acoplado ao computador.....	79
Figura 15 –	Ponta penetradora do tipo Knoop.....	79
Figura 16 –	Lentes utilizadas para mensuração da microdureza.....	79
Figura 17 –	Imagem em maior aumento de uma edentação feita para avaliação da microdureza na superfície dos espécimes.....	80
Figura 18 –	Câmara de pressão negativa ligada a uma bomba de sucção.....	83
Figura 19 –	Interior da câmara com a divisória perfurada que separa os espécimes da sílica.....	83
Figura 20 –	Espécimes nos recipientes sob agitação constante.....	83
Figura 21 –	Balança de precisão.....	83
Figura 22 –	Representação gráfica do comportamento dos espécimes durante os ciclos de hidratação e desidratação dos testes de sorção e solubilidade.....	84
Figura 23 –	Médias de rugosidade superficial R_a ($\pm$ DP). Limite de rugosidade $R_a = 0.2\text{mm}$, é indicado pela linha tracejada.....	89
Figura 24 –	Médias de Porosidade ($\pm$ DP) do número de poros por área delimitada.....	90
Figura 25 –	Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) da superfície dos espécimes do grupo I (A), grupo II (B), grupo III (C) e grupo IV (D). Original magnification 35X.....	91
Figura 26 –	Espécimes confeccionados em resina incolor. Grupo I (A), grupo II (B), grupo III (C) e grupo IV (D).....	92

Figura 27 –	Médias da Microdureza (KHN) e seus respectivos Desvio Padrão antes e depois da imersão nas soluções.....	93
Figura 28 –	Peso em gramas dos espécimes do grupo I e os intervalos de tempo de cada pesagem onde i =peso inicial; $D(i)$ =peso após a primeira desidratação; H =peso após hidratação e $D(f)$ =peso após a segunda desidratação.....	94
Figura 29 –	Peso em gramas dos espécimes do grupo II	95
Figura 30 –	Peso em gramas dos espécimes do grupo III	95
Figura 31 –	Peso em gramas dos espécimes do grupo IV	96

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Técnicas de polimerização avaliadas.....	70
Tabela 2 –	Rugosidade superficial (Ra).....	90
Tabela 3 –	Médias de porosidade (número de poros por área).....	91
Tabela 4 –	Valores médios de dureza (KHN) e desvio padrão antes e depois da ciclagem.....	92
Tabela 5 –	Análise de variância (ANOVA) entre os grupos testados e suas fases (antes e depois do desafio cariogênico) e a interação entre eles.....	93
Tabela 6 –	Resultados de sorção e solubilidade em porcentagem (Médias $\pm$ Desvio Padrão).....	96
Tabela 7 –	Resultados de sorção e solubilidade utilizando a especificação da ADA nº 12, método em mg/cm ² (Médias $\pm$ Desvio Padrão)....	97

LISTA DE

Abreviaturas Símbolos

®	Marca Registrada
X	média
%	por cento
>	maior
<	menor
Δ KHN	variação de microdureza
μ m	micrômetro
ANOVA	análise de variância
C	constante aplicada na fórmula para o cálculo da dureza knoop
C	carga utilizada no microdurômetro
d	comprimento da diagonal maior da indentação
dp	desvio padrão
g	grama
h	horas
<i>In vivo</i>	(latim) em sítio, no local (no caso, cavidade bucal)
<i>In vitro</i>	(latim) em laboratório
KHN	Knoop hardness number (número de dureza Knoop)
L	litro
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
mg	miligrama
mm	milímetro
mm ²	milímetro quadrado
p	nível de significância
°C	graus centígrados

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO E SÍNTESE BIBLIOGRÁFICA	51
1.1	COROAS PROVISÓRIAS EM REABILITAÇÃO ORAL	53
1.2	PROPRIEDADES DAS RESINAS ACRÍLICAS	55
1.2.1	Rugosidade e porosidade.....	55
1.2.2	Microdureza	57
1.2.3	Sorção e solubilidade.....	59
2	PROPOSIÇÃO	63
3	MATERIAL E MÉTODOS.....	67
3.1	CONFECÇÃO DOS ESPÉCIMES	69
3.1.1	Confecção das matrizes.....	69
3.1.2	Confecção dos corpos de prova	69
3.1.3	Acabamento e polimento dos corpos de prova	73
3.2	ANÁLISE DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL DOS CORPOS DE PROVA	74
3.3	ANÁLISE DA POROSIDADE DOS CORPOS DE PROVA	75
3.3.1	Forma de análise dos resultados	76
3.4	ANÁLISE DA MICRODUREZA DOS CORPOS DE PROVA	77
3.5	ANÁLISE DE SORÇÃO E SOLUBILIDADE.....	82
4	RESULTADOS	87
4.1	RUGOSIDADE	89
4.2	POROSIDADE.....	90
4.3	MICRODUREZA.....	92
4.4	SORÇÃO E SOLUBILIDADE.....	94

5	DISCUSSÃO	99
5.1	RESINAS ACRÍLICAS E AS COROAS PROVISÓRIAS	101
5.2	PRESSÃO, TEMPERATURA E AMBIENTE DE POLIMERIZAÇÃO	101
5.3	TÉCNICAS DE POLIMERIZAÇÃO DA RESINA ACRÍLICA	102
5.3.1	Técnicas Indiretas	103
5.3.2	Técnicas Diretas	103
5.4	RUGOSIDADE E POROSIDADE	104
5.5	MICRODUREZA	106
5.6	SORÇÃO E SOLUBILIDADE	107
6	CONCLUSÃO	111
6.1	RUGOSIDADE E POROSIDADE	113
6.2	MICRODUREZA	113
6.3	SORÇÃO E SOLUBILIDADE	113
	REFERÊNCIAS	115

INTRODUÇÃO & SÍNTESE BIBLIOGRÁFICA

1 INTRODUÇÃO E SÍNTESE BIBLIOGRÁFICA

1.1 COROAS PROVISÓRIAS EM REABILITAÇÃO ORAL

O tratamento reabilitador oral é constituído de várias etapas que devem ser realizadas dentro de uma seqüência previamente estabelecida e planejada. Nesse contexto, a fase de coroas provisórias assume um papel de fundamental importância porque possibilita que o profissional elabore um modelo e anteveja o sucesso da restauração definitiva em seus aspectos mecânicos, estéticos e funcionais. Assim, os profissionais envolvidos com o tratamento reabilitador oral necessitam de materiais confiáveis e duradouros para as coroas provisórias, especialmente quando esse tratamento envolver etapas cirúrgicas periodontais e de implantes que irão, inevitavelmente, prolongar o tempo de tratamento.

Tanto quanto as coroas definitivas, as coroas provisórias devem possuir características aceitáveis nos aspectos biológicos, funcionais e estéticos. Segundo Samuel e Selistre (2000), as propriedades ideais para uma resina acrílica seriam as seguintes: insolubilidade aos fluidos bucais, impermeabilidade a ponto de não tornar-se anti-higiênica, ser biocompatível e não apresentar uma superfície rugosa.

No entanto, considerando o caráter provisório dessas restaurações, essas características devem também estar associadas a um material e a técnicas de manipulação que sejam de custo relativamente baixo. Assim, o estudo das técnicas de manipulação das resinas acrílicas é um caminho para que se obtenha melhorias na qualidade das coroas provisórias sem a necessidade do desenvolvimento de novos materiais.

A resina poli(metilmetacrilato) (PMMA) é geralmente eleita para a confecção das restaurações provisórias. Essa resina tem sido amplamente utilizada na Odontologia desde os anos 30, tendo em sua composição, basicamente, um pó (polímero de polimetacrilato de metila) e um líquido (monômero de metacrilato de metila) que, quando devidamente proporcionados e manipulados, resultam em uma massa plástica de fácil manipulação. Pode ser

empregada na confecção de próteses (próteses totais e próteses parciais removíveis), na construção de aparelhos ortodônticos, placas oclusais e coroas provisórias, dentre outras aplicações. (SAMUEL, 2000; GULER; KURT et al., 2005).

Temperatura, pressão e ambiente de polimerização (ar/água) são fatores que influenciam de maneira decisiva a polimerização da resina acrílica (LEE; LAI et al., 2002), alterando suas propriedades físicas e conseqüentemente a qualidade das coroas provisórias. Esses fatores interagem de maneira variável, dependendo da técnica utilizada.

As técnicas podem ser divididas em técnicas diretas, onde a polimerização da resina acrílica ocorre no interior de uma matriz sobre os dentes preparados na boca; e técnicas indiretas ou laboratoriais, onde a polimerização ocorre em ambiente laboratorial sob condições controladas de pressão e temperatura.

Levando-se em conta que as coroas definitivas devem ser confeccionadas de acordo com um modelo estabelecido pelas restaurações provisórias, espera-se que estas forneçam o máximo de informações e referências sobre o caso. Por isso é de grande importância que essas características, após obtidas, mantenham-se estáveis durante todo o tratamento. A estabilidade está diretamente relacionada à algumas propriedades das resinas acrílicas que possuem relevância significativa no dia a dia clínico do profissional que trabalha com reabilitação oral.

Assim, a avaliação de propriedades clinicamente importantes, como a rugosidade e porosidade, a sorpção (propriedade que representa a captação de água para o interior de um material), a solubilidade (resultado da solubilização de alguns componentes da mistura) e a microdureza superficial (propriedade de um material que se caracteriza pela resistência a uma penetração permanente) são de importância fundamental para determinar o desempenho clínico deste material, visto que estas propriedades estão diretamente relacionadas às técnicas de manipulação. (SAMUEL, 2000; NUNES DE MELLO; BRAUN et al., 2003).

1.2 PROPRIEDADES DAS RESINAS ACRÍLICAS

1.2.1 Rugosidade e porosidade

A rugosidade e a porosidade são algumas das principais propriedades utilizadas como parâmetro durante a avaliação do desempenho clínico de qualquer material odontológico utilizado na confecção de próteses. Apesar disso, Radford et al. (1999) afirmaram que a resina acrílica tem sido o material odontológico menos frequentemente investigado com relação à sua rugosidade superficial, efeito de polimento, adesão bacteriana e formação de placa quando comparado a qualquer outro material dental. A importância da rugosidade/porosidade de superfície justifica a demanda por uma cautela extra na execução de tratamentos que se sabe serem conhecidos por aumentar a rugosidade superficial, como é o caso do processamento das resinas acrílicas na confecção de coroas provisórias.

Durante o processamento e polimerização da resina acrílica podem ocorrer porosidades cujas causas estão relacionadas à vaporização do monômero, falta de homogeneidade da massa de resina acrílica ou falta de pressão adequada durante a polimerização. (PHILLIPS, 1993). Se a porosidade aparece na superfície da coroa provisória, a sua limpeza adequada será difícil, senão impossível. Além disso, sua aparência não será agradável. A porosidade pode também ser interna, e isto enfraquecerá a coroa provisória. Por outro lado, como cada bolha ou poro interno é uma área de concentração de tensões, distorções podem ocorrer quando da liberação dessas tensões. (PHILLIPS, 1993).

Para Schwedheim (2006), uma restauração provisória deve ter uma superfície polida para ajudar a prevenir o manchamento da restauração assim como reduzir o acúmulo de placa que pode irritar o tecido gengival e comprometer a saúde periodontal. Quirynen e Bollen (1995) afirmaram que o aumento da rugosidade superficial resulta numa colonização mais rápida das superfícies e numa maturação mais rápida da placa aumentando, portanto, o risco de infecções periodontais. Segundo estes autores, superfícies rugosas e/ou porosas presentes nas coroas provisórias podem criar condições favoráveis para a proliferação de microrganismos.

A maioria desses microrganismos, especialmente aqueles responsáveis por cáries e infecções periodontais, somente pode sobreviver na cavidade bucal quando aderida à superfícies que apresentem condições favoráveis para sua fixação, bem como proteção contra as forças de remoção.

Sugere-se que o nível limite de rugosidade superficial *in vivo* seja $R_a=0,2\mu\text{m}$, ou seja, abaixo desse valor nenhuma redução no acúmulo de placa será esperada. Porém, o aumento da rugosidade superficial além desse limite resulta num aumento simultâneo do acúmulo de placa. (HEATH e WILSON, 1976; YAMAUCHI; YAMAMOTO et al., 1990; LONEY; MOULDING et al., 1994).

Bollen et al. (1996) realizaram um trabalho para observar a influência da rugosidade superficial dos *abutments* de implantes no acúmulo de placa e verificaram que rugosidades abaixo de $0,2\mu\text{m}$ não promovem nenhuma redução quantitativa ou qualitativa da aderência de microorganismos. Em estudos realizados *in vivo*, Quirynen et al. (1996) sugeriram que o limiar de R_a (áreas de picos e vales divididas pela distância percorrida pelo apalpador em linha reta) é de no mínimo $0,2\mu\text{m}$, visto que abaixo disso a redução adicional de acúmulo de bactérias não é significativa, enquanto que valores acima deste limiar resultam em um aumento proporcional de placa bacteriana. Porém, Zissis et al. (2000) realizaram uma classificação em que eram considerados valores de baixa rugosidade a faixa entre $0,7\mu\text{m}$ a $3,4\mu\text{m}$.

Verran, Maryan (1997) desenvolveram um trabalho para comparar a retenção de *Candida albicans* em superfícies lisas e rugosas da resina acrílica e silicona após procedimentos convencionais de limpeza, objetivando determinar o efeito da rugosidade da superfície na infecção e higiene da prótese. A rugosidade da superfície encontrada para as superfícies lisa e rugosa da resina acrílica foi de $0,02$ e $1,26\mu\text{m}$, respectivamente. A microscopia mostrou que o número de *C. albicans* aderidas às superfícies lisas era baixo, não existindo diferença estatisticamente significativa entre o número de células nas superfícies da resina acrílica ou silicona. Nas superfícies rugosas foi observado um número significativamente maior de células do que nas lisas, com mais células nas superfícies rugosas da silicona do que nas da resina acrílica. Os autores concluíram que um aumento na rugosidade de superfície facilita a retenção de leveduras nas superfícies da resina acrílica e da silicona.

Para Sen et al. (2002), o efeito dominante da rugosidade de superfície e da energia superficial livre na placa supragengival justifica a necessidade de confeccionar superfícies lisas com baixa energia superficial livre para minimizar a formação de placa e então diminuir a ocorrência de cáries e periodontites. Coroas com superfície rugosa são mais frequentemente acometidas por inflamações no periodonto, caracterizado por aumento do índice de sangramento, aumento da produção de fluido tissular e presença de um tecido histologicamente inflamado.

1.2.2 Microdureza

A avaliação da microdureza da resina acrílica tem sua importância por ser uma propriedade diretamente ligada à capacidade que a mesma possui de resistir a uma penetração permanente, o que clinicamente se traduz em resistência à desgastes.

Por se tratar de um material com a finalidade de se manter no ambiente bucal por um período relativamente longo, avaliar a microdureza significa avaliar a capacidade que esse material possui de resistir às forças abrasivas de escovação, de mastigação e muitas vezes de atrição, causadas pela presença de parafunções como o bruxismo. Significa também avaliar a capacidade que esse material possui de manter por um período suficiente, até a instalação das coroas definitivas, os elementos diagnósticos obtidos ao longo de todo o tratamento, como guias efetivas, dimensão vertical de oclusão, contatos posteriores, margem cervical e contorno das coroas.

Até o presente momento, os trabalhos avaliando dureza superficial do Polimetil-metacrilato são escassos na literatura. A microdureza superficial pode também ser usada como um indicador de densidade, o que pode nos levar a inferir que um material mais denso deveria ser mais resistente ao desgaste e à deterioração superficial.

Haselden et al., realizaram um trabalho em 1998 com o objetivo de avaliar o efeito abrasivo de três tipos de dentifrícios em três tipos diferentes de resina acrílica para base de dentaduras (resina acrílica termo-polimerizável, resina acrílica auto-

polimerizável e resina acrílica foto-polimerizável). Os espécimes foram submetidos à escovação mecânica com uma quantidade padrão de dentifrício. O desgaste aparente de cada espécime foi avaliado qualitativamente usando um microscópio eletrônico e quantitativamente utilizando perfilometria e microscópio de reflexão. Os resultados mostraram que as pastas dentais têm um papel significativo no desgaste de resinas acrílicas convencionais e isto está relacionado ao seu substrato abrasivo. O desgaste foi menos evidente nos espécimes de resina foto-polimerizável seguido da resina termo-polimerizável e da resina auto-polimerizável. A escovação somente com água não produziu desgaste detectável em qualquer um dos espécimes.

Em 1999, Diaz-Arnold et al. realizaram um trabalho que tinha por objetivo avaliar a microdureza de materiais utilizados para próteses fixas provisórias. No estudo foram confeccionadas amostras cilíndricas das resinas Bis-acryl e Metil-metacrilato, polidas com lixas d' água para regularização e polimento superficial. Após este passo, foram armazenados em saliva artificial a uma temperatura de 37° C. A microdureza inicial foi obtida 24 horas após a confecção dos corpos de prova e avaliada novamente aos 14 dias de armazenamento. A análise estatística indicou diferenças estatísticas entre as resinas. Isto permitiu aos autores concluir que a microdureza da maioria dos materiais diminui com o passar do tempo e a resina Bis-acryl apresenta dureza superior quando comparado ao Metil-metacrilato.

Lee et al., em 2002, avaliaram a influência das condições de polimerização das resinas acrílicas em relação à solubilização do monômero residual e microdureza da resina acrílica autopolimerizável. O conteúdo de monômero residual e a dureza superficial são fatores importantes na determinação da funcionalidade das restaurações provisórias. O objetivo deste estudo foi avaliar sistematicamente os efeitos das condições de presa em resinas acrílicas utilizadas para confecção de coroas provisórias. As combinações de três fatores de presa (temperatura, pressão e ambiente de presa) foram ajustados durante a fabricação dos corpos-de-prova. A dureza inicial dos materiais testados foi avaliada 1 hora após sua fabricação, e a quantidade de metil-metacrilato liberado em água foi analisada através de HPLC fase reversa após 7 dias de imersão em água. Os resultados mostraram que a temperatura foi um fator de melhora na dureza superficial da resina acrílica, enquanto a presa em água foi o fator chave para a redução da quantidade de monômero residual. O fator pressão, não mostrou influência significativa nas

propriedades testadas. A análise estatística mostrou que as resinas acrílicas para provisórias polimerizadas em água quente, com e sem pressão, reduziram significativamente a quantidade de monômero residual aumentando os valores de microdureza. Diante disto, os autores puderam concluir que o efeito sinérgico da ausência de oxigênio e alta temperatura poderiam ser fatores fundamentais para alcançar a polimerização da resina metil-metacrilato autopolimerizável.

Em 2004, Yap et al., realizaram um trabalho que teve por objetivo avaliar solventes simulando a dieta na dureza superficial de materiais restauradores provisórios com presa química, foto-polimerizável e presa dupla. Seis tipos diferentes de materiais foram analisados. Os materiais foram manipulados de acordo com instruções dos fabricantes e colocados em moldes padronizados. Imediatamente após a presa / foto-polimerização, os materiais foram armazenados em um preparado que simula as condições de dieta humana a 37°C por uma semana (heptano, solução de etanol 100%, solução de etanol 75%, solução de etanol 50%, solução de etanol 25% e água destilada). Espécimes armazenados ao ar livre foram utilizados como controle. Após este período de condicionamento, os testes de microdureza foram realizados. Todos os materiais armazenados na solução de etanol apresentaram microdureza significativa menor quando comparados com os espécimes armazenados em água destilada e no ar. Algumas marcas comerciais apresentaram um maior amolecimento pelo condicionamento no heptano. De acordo com estes resultados os autores puderam concluir que todos os materiais eram significativamente amolecidos na presença de solução aquosa de etanol. Resinas a base de Bis-acryl foram geralmente mais resistentes ao dano levando-se em consideração as soluções imitando a dieta.

1.2.3 Sorção e solubilidade

A avaliação de propriedades mecânicas como a sorção de água das resinas acrílicas para coroas provisórias ainda é escassa na literatura, porém a relevância clínica dessa propriedade é inquestionável, o que justifica estudos que visam melhorar a qualidade das resinas acrílicas.

Sabe-se que algumas técnicas para confecção de coroas provisórias podem favorecer o surgimento de porosidades no interior do material, o que o tornará mais susceptível a absorver líquidos do meio bucal. (HAYAKAWA; AKIBA et al., 2006). Essa característica é responsável, em grande parte, pela alteração na coloração do material, devido à absorção de corantes presentes nos alimentos e aceleração do processo de degradação da resina, além de favorecer a proliferação de microrganismos, responsáveis por processos inflamatórios do periodonto e surgimento de odores indesejáveis com o passar do tempo, que se traduzem em inconvenientes clínicos que podem comprometer o sucesso da restauração definitiva. (WOELFEL; PAFFENBARGER et al., 1963; FUJII, 1989; KALACHANDRA e TURNER, 1989; DIXON; EKSTRAND et al., 1991).

Os fluidos infiltrados no material agem como um plastificante, fazendo com que as propriedades mecânicas dos polímeros sejam prejudicadas. Além disso, a sorção de água é também responsável por alterações dimensionais e instabilidade de cor. (KALACHANDRA e TURNER 1989; ARIMA; MURATA et al., 1995; HAYAKAWA; AKIBA et al., 2006).

O polímero do metacrilato não é solúvel em água, sendo assim, a solubilidade apresentada por este material é composta basicamente por monômero residual e aditivos solúveis presentes em sua composição como, por exemplo, os iniciadores da reação de polimerização. (BARSBY e BRADEN, 1979; ARIMA; MURATA et al., 1995; CUCCI; VERGANI et al., 1998). O monômero residual é gradualmente liberado pelo material após sua polimerização deixando espaços que posteriormente serão preenchidos por líquidos, corantes e fluidos presentes no meio bucal. (HIRABAYASHI; NASU et al., 1984). Assim, uma alta solubilidade não é uma característica desejável para a resina acrílica, especialmente quando utilizada na confecção de coroas provisórias. (ARIMA; MURATA et al., 1995).

A polimerização das resinas acrílicas a base de Poli(metilmetacrilato) (PMMA) é uma reação de adição que requer a ativação de um iniciador, tal como o peróxido de benzoíla, que pode ser decomposto de diversas maneiras, o calor é uma delas (polimerização térmica) (JEROLIMOV; HUGGETT et al., 1985; HONOREZ; CATALAN et al., 1989; VALLITTU; MIETTINEN et al., 1995; VALLITTU; RUYTER et al., 1998; BARTOLONI; MURCHISON et al., 2000) ou pela adição de um ativador químico (autopolimerização) (VALLITTU; MIETTINEN et al., 1995; VALLITTU;

RUYTER et al., 1998; BARTOLONI; MURCHISON et al., 2000; LEE; LAI et al., 2002) como é o caso da resina acrílica utilizada neste estudo. A polimerização é então seguida pela conversão do metil metacrilato MMA em poli(metilmetacrilato) PMMA (processo de polimerização) (JEROLIMOV; HUGGETT et al., 1985; HONOREZ; CATALAN et al., 1989; HARRISON e HUGGETT, 1992; YUNUS; HARRISON et al., 1994; VALLITTU; RUYTER et al., 1998; SHIM e WATTS, 1999; AZZARRI; CORTIZO et al., 2003). No entanto, no processo combinado entre as técnicas de manipulação e o tipo de polimerização da resina acrílica a conversão do MMA em PMMA não é completa e resulta em uma determinada quantidade de monômero residual no polímero resultante (VALLITTU; RUYTER et al., 1998; LEE; LAI et al., 2002), em quantidade variável de acordo com fatores como os citados anteriormente: temperatura, pressão e ambiente de polimerização (ar/água). Como visto, esse fato exerce influência direta sobre a sorção e solubilidade da resina acrílica e em outras propriedades como microdureza (JAGGER, 1978; JEROLIMOV; HUGGETT et al., 1985), estabilidade dimensional (STAFFORD e Brooks, 1985), resistência flexural (JEROLIMOV; HUGGETT et al., 1985; YUNUS; HARRISON et al., 1994), e biocompatibilidade (McCABE e BASKER, 1976; AUSTIN e BASKER, 1980; STAFFORD e BROOKS, 1985; TSUCHIYA; HOSHINO et al., 1994; JORGE; GIAMPAOLO et al., 2003).

A falha da restauração provisória através da degradação ou contaminação da resina devido à absorção de líquidos do meio bucal, e também os prejuízos estéticos causados pela instabilidade de cor relacionada à absorção de corantes dos alimentos, muitas vezes levam à necessidade de substituição das coroas provisórias antes do final do tratamento, gerando custos e tempo clínico adicionais.

PROPOSIÇÃO

2 PROPOSIÇÃO

No presente trabalho propusemo-nos a fazer uma avaliação *in vitro* da influência de 4 técnicas de manipulação, diretas e indiretas, da resina acrílica poli(metilmetacrilato) (PMMA) utilizadas para a confecção de coroas provisórias sobre algumas propriedades de relevância clínica.

Dentro dessas técnicas de manipulação da resina acrílica foram avaliadas as seguintes propriedades:

- ✓ A rugosidade e a porosidade superficial;
- ✓ A microdureza antes e após ciclagem de pH (simulação do desafio ácido que ocorre intra-oralmente);
- ✓ A sorção de água e a solubilidade desse material.

MATERIAL **MÉTODOS**

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 CONFECÇÃO DOS ESPÉCIMES

Os corpos de prova foram confeccionados utilizando a resina poli(metilmetacrilato) (PMMA) da marca Dencor[®] (Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo – SP) cor nº 66. A resina Dencor[®] é uma resina acrílica PMMA auto-polimerizável indicada, segundo os fabricantes, para a execução de restaurações, coroas e facetas, e empregada rotineiramente na confecção direta de próteses provisórias.

3.1.1 Confecção das matrizes

Para confecção das matrizes utilizadas na obtenção dos corpos-de-prova, foi utilizado um modelo em cera com o formato do corpo-de-prova. Esse modelo foi então envolvido por silicone de modo a formar um molde (matriz). O formato dos corpos-de-prova variou de acordo com o teste realizado.

3.1.2 Confecção dos corpos-de-prova

As variações no processamento da resina acrílica se deram de acordo com a tríade de variáveis: ambiente de polimerização (ar/água), temperatura e pressão conforme a tabela abaixo:

Tabela 1 – Técnicas de polimerização avaliadas

Grupo	Técnica	Ambiente	Temperatura	Pressão
I	Autopolimerização com mufla	Água	70°C	Mufla (1.5 ton.) + Polimerizadora ($3 \times 10^5 \text{ N/m}^2$)
II	Autopolimerização com matriz de silicone	Água	70°C	Polimerizadora ($3 \times 10^5 \text{ N/m}^2$)
III	Técnica do pincel	Ar (50% umidade)	25°C	Sem pressão
IV	Autopolimerização com matriz de silicone	Ar (50% umidade)	25°C	Sem pressão

Os corpos-de-prova em resina acrílica do grupo I foram confeccionados nas muflas através da inclusão dos padrões de cera no gesso. Após a presa do material, a cera foi removida criando um espaço com as medidas dos corpos-de-prova. Já os espécimes dos grupos II, III e IV, foram confeccionados diretamente na matriz de silicone.

Na mistura da resina acrílica foram utilizados 1,50g de polímero, medido através de pesagem em uma balança (precisão de 0,001g) e 0,70 ml de monômero, medido através de uma pipeta (proporção equivalente ao volume de 3:1 indicada pelo fabricante). O líquido (monômero) foi despejado em um pote Dappen e sobre ele foi dispensado o pó (polímero) os quais foram misturados suavemente por 5 segundos. Essa proporção foi utilizada para todos os grupos exceto para o grupo III (técnica do pincel).

Grupo I: A resina acrílica foi manipulada conforme descrito anteriormente e após um período de descanso de 1,5 a 2 minutos, quando atingiu sua fase plástica, a resina foi inserida nos espaços negativos presentes nas matrizes dentro das muflas. As muflas foram fechadas e prensadas numa prensa hidráulica (1,5 ton.) e colocadas em uma câmara de pressão (polimerização em água a 70°C, sob pressão de $3 \times 10^5 \text{ N/m}^2$) por 2 horas. Após esse período, aguardou-se o esfriamento das muflas em temperatura ambiente e então os corpos-de-prova foram retirados conforme o processo laboratorial de rotina.

Figura 1 – Sequência de confecção dos corpos de prova do grupo I. (A) Inclusão dos padrões de cera em mufla; (B) posicionamento da mufla na prensa hidráulica e (C) inserção da mufla na polimerizadora sob pressão e temperatura

Grupo II: os corpos-de-prova foram confeccionados através da manipulação da resina acrílica em pote Dappen e a resina foi então inserida na matriz. A matriz foi posicionada contra uma plataforma de gesso e estabilizada com elásticos. O conjunto matriz + plataforma de gesso foi levado à polimerizadora a uma temperatura de 70°C por 15 minutos.

Figura 2 – Sequência de confecção dos corpos de prova do grupo II. (A) saturação da resina acrílica em pote dappen; (B) posicionamento da matriz contra uma plataforma de gesso e (C) inserção do conjunto matriz + plataforma de gesso na polimerizadora sob pressão e temperatura

Grupo III: na confecção dos corpos-de-prova desse grupo (técnica do pincel), o monômero e o polímero foram colocados separadamente em potes Dappen. A extremidade do pincel foi umedecida com o líquido e colocada em contato com o pó.

As partículas de pó incorporadas pelo pincel umedecido que formaram uma pequena esfera de resina foi levada ao interior da matriz. Essa manobra foi repetida até que a matriz estivesse completamente preenchida.

Figura 3 – Sequência de confecção dos corpos de prova do grupo III. (A) monômero e polímero colocados em potes dappen e (B) preenchimento da matriz pela técnica do pincel

Grupo IV: neste grupo foi realizada a saturação do conjunto líquido (monômero) + pó (polímero) em pote Dappen e o preenchimento da matriz deu-se imediatamente após a saturação, inserindo-se a resina na matriz ainda em sua fase arenosa. Uma placa de vidro foi posicionada sobre a matriz até o final da polimerização.

Figura 4 – Sequência de confecção dos corpos de prova do grupo IV. (A) saturação da resina acrílica em pote dappen; (B) preenchimento da matriz com a resina na fase arenosa e (C) posicionamento de uma placa de vidro sobre a matriz até a polimerização final da resina

3.1.3 Acabamento e polimento dos corpos de prova

Foi utilizada uma Politriz Metalográfica (APL 4, Arotec, Cotia, SP), com dispositivos para polimentos múltiplos, capaz de realizar o polimento simultâneo em seis corpos de prova com refrigeração de água deionizada, proporcionando o paralelismo entre as superfícies polidas e a padronização dos espécimes (Figuras 5 e 6).

Figura 5 – Politriz Metalográfica

Figura 6 – Detalhe da politriz para planificação e polimento dos espécimes (carrossel para 6 espécimes)

A planificação das faces se iniciou com lixa de silicone carbide de granulação 320, acionando-se a politriz em alta velocidade, com carga máxima de 215g, durante 4 minutos. Seguiu-se o polimento com as lixas de granulação 600 e 1200, também com a carga máxima de 215g, durante 4 minutos, sempre com a politriz em alta velocidade. Para o polimento final, utilizou-se um feltro (Extec Corp., Enfield, USA) umedecido com suspensão de alumina de 0,3 μ m (Buehler, Enfield, USA), por 4 minutos em alta velocidade, com carga de 215g, sem refrigeração.

Com o objetivo de impedir que os grãos das primeiras lixas interferissem na qualidade do polimento das seguintes, a cada troca de granulometria, os corpos de prova eram levados a uma lavadora ultra-sônica T7 Thornton (Unique Ind. E Com. De Produtos Eletrônicos LTDA, São Paulo, SP), com frequência de 40 Hz, durante 2 minutos, com água deionizada e posteriormente eram secos com papel toalha.

3.2 ANÁLISE DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL DOS CORPOS DE PROVA

A rugosidade de superfície (Ra) foi verificada num rugosímetro/perfilômetro Hommel Tester T1000 basic (Hommelwerke GmbH ref. #240851, Schwenningem, Germany) (Figuras 7 e 8). Este é um aparelho de alta sensibilidade, com ponta apalpadora esférica de diamante, utilizado para medir rugosidade superficial quantitativamente. Essa ponta percorre a superfície e é acoplada a uma unidade que processa e interage a informação. O resultado é registrado de imediato por meio de um software (Turbo Datawin-NT Version 1.34, Copwright® 2001). Para a realização do teste foram utilizados corpos-de-prova de formato retangular, medindo 20x10 mm e espessura de 3 mm (Figura 9).

Figura 7 – Rugosímetro

Figura 8 – Ponta apalpadora do rugosímetro

Figura 9 – Dimensões do corpo de prova utilizado para os testes de rugosidade e porosidade

As mensurações foram feitas através de seis leituras por corpo-de-prova, três no sentido longitudinal e outras três no sentido transversal. O valor de rugosidade superficial de cada corpo de prova foi determinado pela média aritmética das seis leituras em cada um dos sentidos.

O parâmetro R_a (μm) foi escolhido a fim de propiciar condições de comparação com resultados de outros estudos realizados, onde esta escala foi empregada, traduzindo o valor da média aritmética de todas as distâncias absolutas do perfil de rugosidade, dentro de extensão de medida L_m . Os parâmetros escolhidos foram:

T mínima = 2,5mm

T máxima = 2,5mm

L_t = 4,80mm

L_c = 0,800mm (cut off)

L_m = 4,55mm

Sendo:

T = tolerância (valores extremos a serem considerados nas leituras)

L_t = limite de tracejamento (extensão real percorrida pela ponta apalpadora)

L_c = cut off (minimizando a interferência de ondulação da superfície)

L_m = limite de medição (extensão considerada na leitura)

3.3 ANÁLISE DA POROSIDADE DOS CORPOS DE PROVA

Para a análise da porosidade dos corpos de prova foi utilizado um método quantitativo de contagem dos poros por área delimitada nos mesmos espécimes utilizados no teste de rugosidade. Para isso foi utilizado um dispositivo metálico com dimensões ligeiramente maiores do que as do corpo-de-prova, contendo três orifícios circulares de 0,5 cm de diâmetro ($\text{área} \approx 20 \text{ mm}^2$), sendo um em cada extremidade e outro na parte central. Os corpos-de-prova foram imersos em tinta Nankim (Acrilex)

por duas horas para facilitar a visualização dos poros, lavados em seguida em água corrente por 10 segundos e secos com jatos de ar e papel absorvente.

O aparelho usado para a mensuração da quantidade de poros contida nas áreas delimitadas foi o microscópio comparador (TM-505, Mitutoyo Corporation, Japão) (Figura 10) com objetiva de menor aumento (10X). Esse aparelho apresenta os eixos de medição horizontal (x) e vertical (y), esses eixos dividem a área visualizada em quadrantes que facilitam a contagem dos poros (Figura 11).

Figura 10 – Microscópio comparador

Figura 11 – Visualização da área delimitada pelo microscópio, quadrantes formados pelos eixos x e y

Foram também realizadas leituras em microscopia eletrônica dos corpos-de-prova (um de cada grupo) para avaliação visual da rugosidade e porosidade da superfície.

3.3.1 Forma de análise dos resultados

Os dados de ambos os ensaios foram submetidos à análise de variância (ANOVA), ao teste de Tukey em nível de 5% de significância e ao teste de correlação linear de Pearson.

3.4 ANÁLISE DA MICRODUREZA DOS CORPOS DE PROVA

Para a realização desse teste foram utilizados corpos-de-prova de formato circunferencial, com 30 mm de diâmetro e espessura de 5 mm (Figura 12). Esses espécimes foram ainda divididos em quadrantes de modo a facilitar a distribuição das leituras de microdureza na superfície do corpo-de-prova.

Figura 12 – Dimensões do corpo de prova utilizado para os testes de microdureza

Para a realização dos testes de dureza inicial, os espécimes foram imersos em água deionizada por um período de 48 horas e deixados secar a 37°C durante 24 horas em um controlador microprocessado modelo 502 C Orion (Fanem, São Paulo) (Figura 13).

Figura 13 – Estufa utilizada para secagem dos espécimes

Após o período de armazenamento em água, as medições de dureza iniciais foram obtidas com o microdurômetro (HVM – 2000 / Shimadzu Corporation, Japan) (Figura 14) acoplado a um microcomputador e um software específico para a análise das imagens (Cams-Win-New Age Industries / USA). O microdurômetro possui uma ponta penetradora de diamante com forma piramidal de base losangular que quando acionada exerce uma carga vertical estática (Figura 15 e 16), que neste caso foi ajustada para 200 g, aplicada durante 30 segundos.

Esse procedimento possibilitou que a ponta penetradora gerasse uma figura geométrica em forma de losango na superfície do espécime que foi visualizada com o auxílio de uma objetiva com aumento de 10X do próprio aparelho pelo contraste entre a impressão e a superfície do corpo de prova.

Figura 14 – Microdurômetro acoplado ao computador

Figura 15 – Ponta penetradora do tipo Knoop

Figura 16 – Lentes utilizadas para mensuração da microdureza

O losango possibilita a determinação da microdureza superficial do material a partir da mensuração de sua diagonal maior, cujo valor é aplicado em uma fórmula matemática para obtenção dos resultados. O microdurômetro usado no experimento realiza os cálculos automaticamente, a partir de duas marcas pontilhadas que surgem na tela do computador sobrepostas aos vértices agudos do losango. Assim,

o resultado da dureza KNOOP aparece no monitor do microcomputador através do cálculo feito pelo software da seguinte equação:

$$KHN = \frac{C \cdot c}{d^2}$$

Sendo: KHN = valor de dureza Knoop

C (constante) = 14,230

c = 200 gramas

d = comprimento da diagonal maior da endentação

Figura 17 – Imagem em maior aumento de uma edentação feita para avaliação da microdureza na superfície dos espécimes

Foram realizadas cinco compressões por quadrante, num total de 20 compressões por espécime. Após a análise da dureza inicial, os espécimes foram submetidos à ciclagem de pH para a determinação da dureza final através da realização de novas medições de impressões obtidas também nos quatro quadrantes de cada espécime, próximas às iniciais, visando o máximo de padronização dos sítios das compressões.

Os espécimes foram submetidos a ciclos dinâmicos de pH de acordo com o protocolo proposto por Featherstone et al. (1986), e modificado por Carvalho; Cury (1999), para a simulação do desafio ácido ocorrido na cavidade bucal. A ciclagem de

pH corresponde ao uso de solução ácida por seis horas intercalada com saliva artificial por 18 horas durante 14 dias. Cada espécime foi primeiramente imerso em trinta mililitros de solução ácida por seis horas à temperatura ambiente. Após esse período, a solução ácida foi eliminada e os espécimes foram imersos em trinta mililitros de saliva artificial por um período de 18 horas à temperatura ambiente. Esse padrão de ciclagem foi repetido durante 15 dias consecutivos. A solução ácida consistiu em 2,0 mM de Cloreto de Cálcio e 2,0 mM de Fosfato de Potássio em solução de 75,0 mM de Ácido Acético com pH de 4,3. A saliva artificial consistiu em 1,5 mM de Cloreto de Cálcio, 0,9 mM de Fosfato de Potássio e 150 mM de Cloreto de Potássio em solução de 20 mM de hidroximetil-aminometano em pH 7,0.

Preparou-se volume suficiente da solução ácida (dez litros) em função do número de espécimes. Para o preparo de cada três litros da solução ácida, inicialmente pesou-se em balança analítica Sartorius (Werke A.G., Alemanha – com precisão de 0,0001g) 0,882 g de Cloreto de Cálcio e 1,0452 g de Fosfato de Potássio. Com o auxílio de uma pipeta de vidro (Pyrex, USA), mediu-se o volume de 12,8676 ml de Ácido Acético Glacial 1,0 M (Merck, Darmstadt – Germany). Em seguida, todos esses componentes foram transferidos para um Becker (Pyrex, USA), contendo dois litros de água deionizada e os sais foram dissolvidos sob agitação constante com o auxílio de um agitador magnético PC-420 (Corning, USA). Adequou-se o pH 4,3 da solução ácida com hidróxido de sódio nuclear (Merck, Darmstadt – Germany) e com o auxílio de um pH-âmetro B371 (I-micronal. Ind. Bras., São Paulo, SP). O pH-âmetro é um aparelho que possui uma extremidade sensível às variações de pH que quando imersa em soluções, acusa em uma unidade receptora o seu potencial hidrogeniônico. Por fim, acrescentou-se um litro de água deionizada à solução preparada para completar o volume de três litros em balão volumétrico (Pyrex, USA) e agitou-se até a obtenção da homogeneidade da solução.

Para o preparo da saliva artificial, também foi calculada a proporção de cinco mililitros por espécime, perfazendo o total de 10 litros de solução. Para o preparo de cada três litros de saliva artificial, inicialmente pesou-se em balança analítica eletrônica 0,6612 g de Cloreto de Cálcio, 0,4704 g de Fosfato de potássio, 33,552 g de Cloreto de Potássio e 7,4228 g de hidroximetil-aminometano (TRIS). Em seguida, todos esses componentes foram transferidos para um Becker, contendo dois litros

de água deionizada e os sais foram dissolvidos sob agitação constante novamente com o auxílio de um agitador magnético. Adequou-se o pH 7,0 com ácido clorídrico (Merck, Darmstadt – Germany) com o auxílio de um pH-âmetro. Por fim, acrescentou-se um litro de água deionizada à solução preparada para completar o volume de três litros em balão volumétrico e agitou-se até a obtenção da homogeneidade da solução. As formulações foram repetidas até a obtenção da quantidade desejada das soluções desmineralizadora e remineralizadora.

Por fim, foram obtidos os valores médios de dureza dos espécimes antes e após a realização do desafio ácido para classificar a perda de dureza ocorrida nas diferentes técnicas de polimerização testadas.

3.5 ANÁLISE DE SORÇÃO E SOLUBILIDADE

Os testes de Sorção e Solubilidade foram conduzidos de acordo com as normas da International Standards Organization (ISO) especificação 1567(1988). Foram utilizados corpos de prova no formato de discos (50 mm de diâmetro X 3 mm de espessura). Os espécimes foram confeccionados de acordo com as técnicas avaliadas e conforme descrito para os testes anteriores, de modo a formar quatro grupos com 10 corpos de prova cada, num total de 40 espécimes.

Imediatamente após a fase de acabamento e planificação, os corpos de prova foram colocados em um dissecador contendo sílica gel azul desidratada (Figura 18 e 19), à temperatura ambiente, ligado a uma bomba de pressão negativa que manteve a pressão a -500 mm Hg para acelerar o processo de ressecamento dos corpos de prova. Os espécimes foram pesados diariamente em balança de precisão (Figura 21) até a estabilidade dos pesos ($\pm 0,005\text{g}$), que foi determinada quando foram obtidas três pesagens consecutivas de mesmo valor, significando que o espécime havia atingido o limite de desidratação. Dessa forma obteve-se a massa inicial (W1).

Figura 18 – Câmara de pressão negativa ligada a uma bomba de sucção

Figura 19 – Interior da câmara com a divisória perfurada que separa os espécimes da sílica

Os 40 corpos de prova foram imersos em água destilada em recipientes posicionados sobre uma agitadora (Figura 20), com a finalidade de evitar que os espécimes ficassem sobrepostos uns aos outros prejudicando a absorção de água. Semanalmente, os discos foram removidos dos recipientes, o excesso de água foi removido com auxílio de papel absorvente e os discos pesados. Após obtidas três pesagens consecutivas com valores dentro da margem de variação ($\pm 0,005\text{g}$) esse valor foi então considerado o peso do corpo de prova após absorção de água destilada (W2).

Figura 20 – Espécimes nos recipientes sob agitação constante

Figura 21 – Balança de precisão

A quantidade de material solúvel que se perdeu foi medida através da recolocação dos espécimes de volta ao dissecador após o ciclo de absorção. Os discos foram novamente pesados diariamente até que um peso constante fosse atingido (três pesagens consecutivas com valores dentro da margem de erro $\pm 0,005\text{g}$). Esse foi considerado o peso final (W3).

Existem duas maneiras de avaliação desses resultados: uma delas leva em consideração o peso inicial (W1) após o primeiro ressecamento e o peso do espécime saturado, após a imersão em água (W2), obtendo o resultado de **sorção**. A outra considera o peso inicial (W1) e o peso final do espécime, após o segundo ressecamento (W3), quando é observada a perda de massa pela **solubilidade** dos espécimes após sua imersão em água (Figura 22).

Figura 22 – Representação gráfica do comportamento dos espécimes durante os ciclos de hidratação e desidratação dos testes de sorção e solubilidade

Sorção e solubilidade foram determinados através de duas técnicas. A primeira proposta por Kazanji e Watkinson (1988), determina esses valores em porcentagem:

$$\text{Sorção} = \frac{(W2 - W3)}{W1} \times 100\%$$

$$\text{Solubilidade} = \frac{(W1 - W3)}{W1} \times 100\%$$

A segunda segue a especificação da ADA No.12(1975) para polímeros de base de dentaduras e mede sorção e solubilidade em mg/cm^2 onde:

$$\text{Sorção (mg/cm}^2\text{)} = \frac{(W2 - W1)}{\text{área}} \quad \text{Solubilidade (mg/cm}^2\text{)} = \frac{(W1 - W3)}{\text{área}}$$

4

RESULTADOS

4 RESULTADOS

4.1 RUGOSIDADE

As maiores médias de rugosidade foram obtidas pelo grupo IV, seguidas dos grupos III, II e I respectivamente. Porém, não houve diferença estatisticamente significativa entre esses três últimos grupos. (Figura 23). Numericamente, somente os grupos dos espécimes confeccionados pelas técnicas indiretas apresentaram valores de rugosidade abaixo do limite de $R_a=0,2\mu\text{m}$.

Figura 23 – Médias de rugosidade superficial R_a ($\pm$ DP). Limite de rugosidade $R_a = 0.2\text{mm}$, é indicado pela linha tracejada

Tabela 2 – Rugosidade superficial (Ra)

<i>Grupo</i>	<i>Valor de Ra (μm)</i>	
	<i>Média</i>	<i>DP</i>
I - com mufla, pressão e temperatura	0.159 ^{a*}	0.008
II - com matriz de silicone, pressão e temperatura	0.181 ^a	0.029
III - técnica do pincel	0.373 ^a	0.139
IV - com matriz de silicone	0.908 ^b	0.216

*Grupos com a mesma letra não diferem significativamente.

4.2 POROSIDADE

Em relação à porosidade, a maior média de número de poros por área foi observada no grupo IV. Os grupos I, II, III apresentaram médias inferiores, sem diferença estatística entre eles. (Figura 24).

Figura 24 – Médias de Porosidade ($\pm$ DP) do número de poros por área delimitada

Tabela 3 – Médias de porosidade (número de poros por área)

<i>Grupo</i>	<i>Média</i>	<i>DP</i>
I - com mufla, pressão e temperatura	0.8 ^{a*}	0.476
II - com matriz de silicone, pressão e temperatura	0.9 ^a	0.274
III - técnica do pincel	7.2 ^a	4.652
IV - com matriz de silicone	124 ^b	15.119

* Grupos com a mesma letra não diferem significativamente.

Figura 25 – Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) da superfície dos espécimes do grupo I (A), grupo II (B), grupo III (C) e grupo IV (D). Original magnification 35X

Para fins ilustrativos, foram confeccionados corpos de prova em resina acrílica incolor de acordo com as quatro técnicas avaliadas neste estudo, esses espécimes passaram pelas mesmas etapas dos demais e após o polimento realizado pela politriz metalográfica os mesmos foram fotografados sobre uma superfície de cor azul para facilitar a visualização da porosidade e verificar a distribuição desses poros no interior dos espécimes.

Figura 26 – Espécimes confeccionados em resina incolor. Grupo I (A), grupo II (B), grupo III (C) e grupo IV (D)

4.3 MICRODUREZA

As medições do teste de dureza revelaram perda da dureza após a realização da ciclagem de pH em todos os espécimes avaliados (Tabela 4).

Tabela 4 – Valores médios de dureza (KHN) e desvio padrão antes e depois da ciclagem

<i>Grupo</i>	<i>Média (Antes)</i>	<i>DP (Antes)</i>	<i>Média (Depois)</i>	<i>DP (Depois)</i>
Grupo I	14,12	0,65	13,03	0,48
Grupo II	14,06	0,61	12,93	0,34
Grupo III	13,73	0,87	12,71	0,44
Grupo IV	13,47	0,48	12,65	0,35

Figura 27 – Médias da Microdureza (KHN) e seus respectivos Desvio Padrão antes e depois da imersão nas soluções

A interação das variáveis incluídas no ensaio foi verificada através do Teste de Tukey, adotando-se um valor de $p < 0,05$. Essa análise revelou a existência de diferença estatisticamente significativa no fator FASE, antes e após a ciclagem de pH. Porém, não houve interação das variáveis GRUPO e INTERAÇÃO, que não mostraram diferença estatística significativa, apresentando valores mais elevados de p (Tabela 5).

Tabela 5 – Análise de variância (ANOVA) entre os grupos testados e suas fases (antes e depois do desafio cariogênico) e a interação entre eles

	<i>Df Effect</i>	<i>MS Effect</i>	<i>Df Ir</i>	<i>MS Error</i>	<i>F</i>	<i>p-level</i>
Grupo	4	0,506593	20	0,326566	1,551273	0,226
Fase	1	11,57767	20	0,384614	30,10206	0,000
Interação	4	0,096787	20	0,384614	0,251647	0,905

Através da análise de variância pode-se verificar que após a ciclagem de pH houve perda da dureza comparando-se os grupos antes e depois, porém notou-se que a dureza não depende do método de confecção das coroas provisórias.

4.4 SORÇÃO E SOLUBILIDADE

Os gráficos a seguir mostram características do comportamento dos corpos-de-prova de cada grupo em relação às alterações de peso de acordo com os períodos em que foram realizadas as pesagens:

Figura 28 – Peso em gramas dos espécimes do **grupo I** e os intervalos de tempo de cada pesagem onde i=peso inicial; D(i)=peso após a primeira desidratação; H=peso após hidratação e D(f)=peso após a segunda desidratação

Figura 29 – Peso em gramas dos espécimes do grupo II

Figura 30 – Peso em gramas dos espécimes do grupo III

Figura 31 – Peso em gramas dos espécimes do **grupo IV**

As tabelas a seguir mostram os resultados de sorção e solubilidade em porcentagem e em mg/cm^2 . Os dados evidenciam, com diferença estatística, menores sorção e solubilidade para as técnicas indiretas em relação às técnicas diretas.

Tabela 6 – Resultados de sorção e solubilidade em porcentagem (Médias $\pm$ Desvio Padrão)

Grupo	Sorção (%)	Análise de Tukey	Solubilidade (%)	Análise de Tukey
Grupo I	1,807 $\pm$ 0,05	A	0,036 $\pm$ 0,016	A
Grupo II	1,817 $\pm$ 0,09	A	0,054 $\pm$ 0,021	A
Grupo III	2,068 $\pm$ 0,12	B	0,184 $\pm$ 0,096	B
Grupo IV	2,227 $\pm$ 0,11	C	0,212 $\pm$ 0,111	C

* Grupos com a mesma letra não diferem significativamente.

Tabela 7 – Resultados de sorção e solubilidade utilizando a especificação da ADA nº 12, método em mg/cm² (Médias $\pm$ Desvio Padrão)

<i>Grupo</i>	<i>Sorção (mg/cm²)</i>	<i>Análise de Tukey</i>	<i>Solubilidade (mg/cm²)</i>	<i>Análise de Tukey</i>
Grupo I	2,653 $\pm$ 0,261	A	0,061 $\pm$ 0,031	A
Grupo II	3,127 $\pm$ 0,272	B	0,101 $\pm$ 0,043	A
Grupo III	3,198 $\pm$ 0,193	B	0,265 $\pm$ 0,084	B
Grupo IV	3,300 $\pm$ 0,302	C	0,356 $\pm$ 0,097	C

* Grupos com a mesma letra não diferem significativamente.

DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

5.1 RESINAS ACRÍLICAS E AS COROAS PROVISÓRIAS

O conceito de que as coroas provisórias têm a função de estabelecer, de maneira razoável, função e estética ao longo do tratamento protético deve ser visto de maneira cautelosa. O potencial dessa fase de tratamento, quando devidamente explorado pode influenciar consideravelmente o resultado final da prótese definitiva e elevar todo o tratamento a um patamar de excelência que beneficia a todos, paciente e profissional.

O custo relativamente baixo das resinas acrílicas e até mesmo o caráter provisório dessas restaurações, muitas vezes, é utilizado como justificativa para a baixa qualidade das coroas provisórias, o que faz com que alguns profissionais negligenciem essa fase do tratamento. Isso acarreta em prejuízos financeiros, erros de planejamento e necessidade de repetições, durante e após o tratamento, podendo comprometer a qualidade da restauração definitiva.

Assim, os profissionais envolvidos com o tratamento reabilitador oral necessitam de materiais confiáveis e duradouros para as coroas provisórias, que ao mesmo tempo devem ser de custo relativamente baixo e de fácil manipulação, possibilitem alterações, reparos e reembasamentos diretamente na boca. O problema é associar essas características dentro de um mesmo produto. Por isso, o conhecimento e o aperfeiçoamento das técnicas de manipulação da resina acrílica pode ser uma solução viável já que busca melhoras na qualidade das coroas provisórias utilizando um material já há muito tempo utilizado para esta finalidade.

5.2 PRESSÃO, TEMPERATURA E AMBIENTE DE POLIMERIZAÇÃO

Apesar de existirem poucos artigos na literatura que abordem as propriedades das resinas acrílicas utilizadas na confecção de coroas provisórias, é bem sabido

que o método utilizado na polimerização desse material influi de maneira decisiva nas propriedades que ele apresentará, bem como na sua durabilidade e desempenho no meio bucal.

Esses três fatores: pressão, temperatura e ambiente de polimerização (ar/água) são considerados os que mais influem nas propriedades das resinas. (LEE; LAI et al., 2002). Eles atuam de maneira variável, dependendo da técnica utilizada e seus reflexos podem ser constatados nas mais diversas propriedades desse material além daquelas avaliadas neste estudo.

Estudos que consideram as resinas acrílicas para base de próteses totais mostram que a taxa de monômero residual nos espécimes confeccionados em resina termo-polimerizável é menor quando comparado as resina auto-polirizáveis. (VALLITTU; RUYTER et al., 1998; HONOREZ; CATALAN et al., 1989; VALLITTU; MIETTINEN et al., 1995; LEE; LAI et al., 2002; STAFFORD e BROOKS, 1985). Tem sido descrito também que o tempo e a temperatura de polimerização afetam a quantidade de monômero residual. Também é relatado que a polimerização em água aquecida pode melhorar as propriedades das resinas acrílicas auto-polimerizáveis (LEE; LAI et al., 2002; VALLITTU, 1999; OGAWA; TANAKA et al., 2000) e reduzir a quantidade de monômero residual (VALLITTU; RUYTER et al., 1998).

Para as resinas auto-polimerizáveis tem sido recomendado uma polimerização adicional visando diminuir a quantidade de monômero residual, através da utilização de microondas ou pela manutenção da resina em água quente a 65°C (NUNES DE MELLO; BRAUN et al., 2003). A quantidade de monômero residual é um importante fator a ser considerado, já que atua de maneira significativa em algumas propriedades da resina acrílica, especialmente em sua solubilidade.

5.3 TÉCNICAS DE POLIMERIZAÇÃO DA RESINA ACRÍLICA

Os quatro grupos avaliados no presente estudo representam as principais técnicas para confecção das coroas provisórias utilizadas atualmente, sendo metade

representativa de técnicas laboratoriais (indiretas grupos I, II) e metade representativa de técnicas diretas (grupos IV e V).

5.3.1 Técnicas Indiretas

A técnica de confecção dos corpos-de-prova do grupo I é equivalente à confecção de coroas provisórias prensadas, onde um enceramento prévio é feito sobre o modelo de gesso. Esse modelo é então incluído em mufla e a polimerização da resina ocorre sob pressão em uma polimerizadora.

O grupo II representa uma técnica semelhante. Após a confecção do enceramento uma matriz de silicona é confeccionada, remove-se a cera e reposiciona-se a matriz com a resina sobre o modelo. O conjunto é então levado à polimerizadora. Essa técnica é bastante utilizada pelos técnicos já que dispensa a inclusão do modelo em mufla, o que leva à economia de tempo.

Segundo Donovan et al. (1985) a resina acrílica polimerizada sob uma pressão de 20 psi (138 kPa) é mais forte e menos porosa do que aquela polimerizada sob pressão ambiente. No entanto, essas técnicas apesar de apresentarem os melhores resultados para porosidade e rugosidade, apresentam também algumas desvantagens como a necessidade da atuação do técnico de laboratório para confecção das coroas provisórias, o que conseqüentemente impossibilita a confecção imediata das coroas, demanda tempo laboratorial e custo adicional.

5.3.2 Técnicas Diretas

Os corpos-de-prova confeccionados pela técnica do pincel (grupo III) representam situações onde o clínico confecciona a coroa provisória diretamente na boca do paciente, geralmente utilizando dentes de estoque ou em reparos nessas coroas. Deve-se atentar para os resultados desse grupo já que, independentemente

da técnica utilizada na confecção das coroas provisórias, seja em laboratório, de maneira indireta ou diretamente na boca, todas as coroas devem ser reembasadas. Isso geralmente é feito pela técnica do pincel, o que faz com que a região cervical dessas coroas seja formada por um incremento de resina feito por essa técnica. Conseqüentemente neste local a resina tem as características de rugosidade e porosidade observadas no grupo III (técnica do pincel), em uma área crítica tanto em relação à adaptação quanto à higienização.

Os espécimes do grupo IV foram confeccionados de acordo com outra técnica direta de confecção de coroas provisórias também comumente usada. Através de uma moldagem prévia do dente a ser preparado tem-se uma cópia em negativo do mesmo, realiza-se o preparo e a resina é então inserida na matriz e levada em posição na boca onde ocorre a polimerização da resina acrílica sem controle de pressão e temperatura.

5.4 RUGOSIDADE E POROSIDADE

A literatura é escassa em trabalhos que avaliam a rugosidade das resinas acrílicas. Uma explicação para este fato, porém, pode estar baseada na relação entre rugosidade e porosidade, estabelecida por Mc Craken, em 1952, onde uma superfície mais porosa apresentará maiores quantidades de irregularidades, depressões e vales, os quais poderão contribuir para maior valor de rugosidade. Esta correlação pôde ser observada no presente estudo tendo em vista que os corpos-de-prova que apresentaram os maiores valores para rugosidade também foram os mais porosos e vice-versa. O coeficiente de correlação linear de Pearson (r) obtido para as variáveis rugosidade e porosidade foi de 0,965, o que sugere uma correlação Positiva de Forte a Perfeita.

Os resultados de rugosidade e porosidade para o grupo III, embora tenham sido numericamente maiores quando comparados aos grupos I e II, não apresentaram diferença estatística em relação a eles. O mesmo não se pode dizer em relação ao grupo IV cujos corpos-de-prova foram confeccionados de acordo com

outra técnica direta de confecção de coroas provisórias também comumente usada conforme descrito anteriormente.

Percebe-se, portanto, que para confecção de coroas provisórias de maneira direta, em casos de reembasamentos ou reparos, a técnica do pincel apresenta vantagens em relação às técnicas que utilizam mistura da resina acrílica em pote dappen no que se refere às características de rugosidade e porosidade.

As técnicas diretas de confecção das coroas provisórias onde a polimerização se dá sem controle de pressão e temperatura, apesar de dispensarem o trabalho laboratorial e conseqüentemente seus custos e o tempo necessário para a confecção das coroas, necessitam de maior tempo clínico para sua confecção além de terem apresentado os piores resultados para as propriedades avaliadas neste estudo.

Segundo Phillips (1993) uma das causas para o surgimento de porosidades internas é a vaporização do monômero ou polímeros de baixo peso molecular nas porções mais espessas de bases de dentaduras, já que nessas regiões a temperatura da resina aumenta acima do ponto de ebulição dessas substâncias. Esse fato nos ajuda a compreender os melhores resultados de porosidade e rugosidade obtida pela técnica do pincel (grupo III) em detrimento à técnica de autopolimerização em pote Dappen avaliada. Pela técnica do pincel a polimerização ocorre em tempos diferentes para cada incremento de resina acrílica colocado na matriz. Isso levaria a uma polimerização mais lenta e controlada favorecendo a dissipação do calor da reação de polimerização em cada incremento e diminuindo as chances de ocorrência da vaporização do monômero.

Por outro lado, no caso da polimerização da resina acrílica para coroas provisórias, acredita-se que a principal causa do surgimento de porosidades e rugosidades não seja a vaporização do monômero pelo aumento da temperatura durante a reação de polimerização, visto que nas coroas provisórias é pequena a espessura da resina acrílica e a dissipação do calor de polimerização é, conseqüentemente, mais fácil. Neste caso acredita-se que o surgimento da porosidade e rugosidade se dá pela evaporação acelerada do monômero durante a polimerização, nas áreas mais superficiais das coroas, já que, estudos laboratoriais (LEE; LAI et al., 2002) sugerem que, quando imersas em água, seja ela quente ou fria, a mesma impede a evaporação excessiva do monômero durante a

polimerização gerando menor porosidade e rugosidade quando comparada à polimerização ao ar. O mesmo pode ser observado quando a polimerização ocorre na boca, em contato com a saliva.

É evidente que a observação dessas variáveis apenas, não é suficiente para que se possa indicar determinada técnica, seja para a confecção das coroas provisórias, reembasamentos ou reparos. Os resultados obtidos para esta propriedade, associadas às de microdureza e sorção e solubilidade podem nos dar uma melhor noção das características gerais que a resina acrílica apresenta em cada técnica.

5.5 MICRODUREZA

O termo dureza relaciona-se à resistência do material à penetração. (PHILLIPS, 1993; ANUSAVICE, 1998). Portanto, a dureza de um material é determinada a partir da realização de testes padronizados que promovam a penetração de uma ponta no interior desse material, nos aparelhos chamados durômetros. A mensuração mais adequada para o estudo de materiais poliméricos é a dureza Knoop (WHITMAN; McKINNEY et al., 1987; SUZUKI, 2004).

Os estudos de dureza para resinas acrílicas usualmente baseiam-se na mensuração dos valores após acondicionamento dos espécimes em água destilada (PAVARINA; VERGANI et al., 2003), álcool (WHITMAN; McKINNEY et al., 1987), ou soluções desinfetantes (PAVARINA; VERGANI et al., 2003). Entretanto, essas soluções utilizadas não simulam a dinâmica do meio bucal, caracterizada por constantes alterações do nível de pH do biofilme microbiano (CARVALHO e CURY, 1999).

Segundo Cate (1990), a ciclagem de pH em boca ocorre devido à ação do biofilme microbiano sobre os carboidratos fermentáveis consumidos (rápido declínio do pH) e devido à ação tampão da saliva (gradual elevação do pH), caracterizando o fenômeno conhecido como des-remineralização. Ao longo do dia, isso resulta numa série de depressões de pH de 30 minutos de duração aproximadamente, intercaladas com períodos de “repouso”.

A simulação dessa variação de pH na boca foi conseguida in vitro, através da imersão dos espécimes diariamente, por períodos limitados, em soluções alternadas de desmineralização e remineralização. O modelo laboratorial de ciclagem de pH permitiu a análise in vitro da influência do processo des-remineralização sobre os materiais dentários (TEN CATE, 1990).

O protocolo de ciclagem de pH desenvolvido inicialmente por Cate, 1990, para o estudo in vitro, e posteriormente modificado por Carvalho; Cury em 1990, mostrou-se pertinente para a avaliação da dinâmica de pH sobre a dureza da resina acrílica neste estudo.

Os valores de dureza Knoop variaram antes e após a ciclagem de pH. Algumas semelhanças foram encontradas com o trabalho de Pavarina et al. (2003), no qual houve um decréscimo contínuo na dureza relacionado com o tempo de armazenagem dos espécimes em água após 30, 60 e 120 dias de imersão, apesar de não ter ocorrido diferença estatisticamente significativa entre as marcas comerciais e soluções desinfetantes testadas. Inversamente, o teste in vitro realizado por Whitman et al. (1987), indicou que a resina acrílica convencional, resina IPN e Isosit armazenadas em água apresentaram valores de dureza inicial e final praticamente iguais, ou seja, não houve o amolecimento dos materiais. Porém, quando armazenados em etanol ocorreu redução dos valores, indicando perda da dureza.

Esperava-se, neste estudo, uma diferença estatística entre os grupos, porém diferentemente do que acontece com outras propriedades como a rugosidade e porosidade, não houve diferença estatística relevante entre esses grupos. Portanto, não se pode afirmar que a dureza está relacionada à técnica usada para a confecção de coroas provisórias, seja ela laboratorial ou direta.

5.6 SORÇÃO E SOLUBILIDADE

A solubilidade da resina acrílica representa a quantidade de componentes solúveis em água que compõem o material após sua polimerização. Monômero residual, plastificadores e iniciadores da reação de polimerização, que são componentes da resina acrílica, podem fazer parte desses componentes que são

liberados e solubilizados quando da imersão dos espécimes em água. Fletcher et al. (1983) concluiu que a resina acrílica autopolimerizável como a utilizada neste estudo, apresentou níveis de monômero residual maiores do que aqueles apresentados pela resina termo polimerizável. Essa maior quantidade de monômero residual está diretamente relacionada aos maiores níveis de solubilidade apresentado pela resina acrílica auto polimerizável como descrito por Bates et al. (1977) e Walter et al. (1972).

Os resultados de sorção e solubilidade foram avaliados segundo dois métodos, um deles que considera o percentual de variação de peso sofrido pelo espécime ao longo dos testes e o outro que considera para essa variação a relação entre o peso em mg e a área da superfície do espécime em mm². Os dados utilizados para os dois métodos foram provenientes dos mesmos corpos de prova que foram submetidos aos mesmos ciclos de secagem e hidratação do teste, somente os resultados foram interpretados de maneiras diferentes de acordo com cada método, ainda assim, apesar de semelhantes, algumas diferenças foram encontradas entre os dados de sorção e solubilidade considerados pelo método de porcentagem e de peso por área. Esse fato pode ser explicado pelos diferentes fatores considerados em cada método e as características dos espécimes de acordo com a técnica utilizada em sua confecção.

Ambos os métodos utilizados para o cálculo de sorção e solubilidade são limitados, primeiramente, pelo fato de que as mudanças de peso observadas são relativamente pequenas, até mesmo para os padrões de uma balança de precisão. Para o método especificado pela Ada (1975), as imperfeições presentes na superfície dos espécimes (rugosidades e porosidades) fazem com que a área efetiva existente seja maior do que a calculada já que a segunda considera uma superfície perfeitamente lisa, o que adiciona uma variável nos cálculos. Segundo El-Hadary, o método proposto por Kazanji e Watkinson (1988) é mais representativo e, por não considerar a área da superfície, tem uma variável a menos a influenciar nos cálculos.

Se considerarmos apenas a variação de peso dos espécimes ao longo dos ciclos de secagem e hidratação como nos gráficos mostrados anteriormente (Figuras 28, 29, 30, 31), veremos que o comportamento de todos os grupos ocorreu de maneira semelhante, de acordo com o que se previa no Material e Métodos (Figura

22). No entanto, por esses gráficos é possível entender um comportamento menos estável dos grupos III e IV (técnicas diretas) com maiores diferenças entre os maiores e menores valores, já para os grupos I e II (técnicas indiretas) o comportamento é mais estável, evidenciado pela evolução mais linear do peso em relação ao intervalo de tempo observado no gráfico.

Algumas características relacionadas à técnica de polimerização e também ao próprio material utilizado podem justificar essas diferenças observadas entre os grupos. A primeira dessas diferenças está na resina acrílica utilizada. As resinas acrílicas auto-polimerizáveis, como as utilizadas neste estudo, apresentam maior quantidade de monômero residual quando comparadas às resinas termopolimerizáveis e, como dito anteriormente, grande parte desse monômero presente na massa de resina acrílica vai ser solubilizada quando em contato com a água, principalmente devido à hidrofília característica do monômero. (BATES; STAFFORD et al., 1977). A segunda diferença está na técnica utilizada. Em algumas técnicas não é possível proporcionar a quantidade de pó e líquido a ser utilizada, como na técnica do pincel, o que fatalmente vai levar à utilização de maiores quantidades de monômero e, conseqüentemente, maior quantidade de monômero residual após a polimerização.

CONCLUSÃO

6 CONCLUSÃO

6.1 RUGOSIDADE E POROSIDADE

Existe uma correlação positiva entre as variáveis rugosidade e porosidade.

Os maiores valores de rugosidade e porosidade foram alcançados pelos corpos-de-prova confeccionados segundo as técnicas diretas de confecção das coroas provisórias (autopolimerização). Os menores valores se deram nos corpos-de-prova confeccionados segundo as técnicas indiretas e pela técnica do pincel.

6.2 MICRODUREZA

O desafio ácido reduziu de maneira estatisticamente significativa a dureza da resina acrílica.

Não houve diferença estatística significativa entre os testes de dureza entre os diferentes grupos.

6.3 SORÇÃO E SOLUBILIDADE

Os espécimes confeccionados pelas técnicas indiretas apresentaram menor sorção de solubilidade quando comparadas às técnicas diretas, com diferença estatisticamente significativa.

As técnicas indiretas de confecção de coroas provisórias devem ser preferidas em relação às técnicas diretas.

Mais estudos que avaliem outras propriedades, especialmente em relação à quantidade de monômero residual, são necessários.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

Anusavice KJ. Propriedades físicas dos materiais dentários. *Materiais dentários: Guanabara Koogan*, 1998:18-19.

Arima T, Murata H, Hamada T. Properties of highly cross-linked autopolymerizing reline acrylic resins. *J Prosthet Dent*. 1995;73:55-59.

Austin AT, Basker RM. The level of residual monomer in acrylic denture base materials with particular reference to a modified method of analysis. *Br Dent J*. 1980;149:281-286.

Azzarri MJ, Cortizo MS, Alessandrini JL. Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *J Dent*. 2003;31:463-468.

Barsby MJ, Braden M. A hydrophilic denture base resin. *J Dent Res*. 1979;58:1581-1584.

Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar NK. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. *J Oral Rehabil*. 2000;27:488-493.

Bates JF, Stafford GD, Huggett R, Handley RW. Current status of pour type denture base resins. *J Dent*. 1977;5:177-189.

Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7:201-211.

Braun KO, Mello JA, Rached RN, Del Bel Cury AA. Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. *J Oral Rehabil*. 2003;30:91-98.

Carvalho AS, Cury JA. Fluoride release from some dental materials in different solutions. *Oper Dent*. 1999;24:14-19.

Council on dental materials and devices: revised American Dental Association specification No. 12 for denture base polymers. *J Am Dent Assoc*. 1975:451-458.

Cucci AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Afonso MC. Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. J Prosthet Dent. 1998;80:434-438.

Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jones AH. Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. J Prosthet Dent. 1999;82:525-528.

Dixon DL, Ekstrand KG, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins. J Prosthet Dent. 1991;66:510-513.

Donovan TE, Hurst RG, Campagni WV. Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. J Prosthet Dent. 1985;54:522-524.

Featherstone JD. Enhancement of remineralization in vitro and in vivo. In: Oxford I (ed). Leach SA Factors relating to demineralization and remineralization of the teeth, 1986:23-34.

Fletcher AM, Purnaveja S, Amin WM, Ritchie GM, Moradians S, Dodd AW. The level of residual monomer in self-curing denture-base materials. J Dent Res. 1983;62:118-120.

Fujii K. Fatigue properties of acrylic denture base resins. Dent Mater J. 1989;8:243-259.

Guler AU, Kurt S, Kulunk T. Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. J Prosthet Dent. 2005;93:453-458.

Harrison A, Huggett R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. J Dent. 1992;20:370-374.

Haselden CA, Hobkirk JA, Pearson GJ, Davies EH. A comparison between the wear resistance of three types of denture resin to three different dentifrices. J Oral Rehabil. 1998;25:335-339.

Hayakawa I, Akiba N, Keh E, Kasuga Y. Physical properties of a new denture lining material containing a fluoroalkyl methacrylate polymer. J Prosthet Dent. 2006;96:53-58.

Heath JR, Wilson HJ. Surface roughness of restorations. Br Dent J. 1976;140:131-137.

Hirabayashi S, Nasu I, Harashima I, Hirasawa T. [Dental methacrylic resins. 9. The composition of heat-shock, pour-type and self-curing denture base resins]. Shika Zairyo Kikai. 1984;3:338-349.

Honorez P, Catalan A, Angnes U, Grimonster J. The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. J Prosthet Dent. 1989;61:510-517.

International Organization for Standardization. Specification 1567: denture base polymers. Switzerland: ISO, 1988.

Jagger RG. Effect of the curing cycle on some properties of a polymethylmethacrylate denture base material. J Oral Rehabil. 1978;5:151-157.

Jerolimov V, Huggett R, Brooks SC, Bates JF. The effect of variations in the polymer/monomer mixing ratios on residual monomer levels and flexural properties of denture base materials. Quintessence Dent Technol. 1985;9:431-434.

Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. J Prosthet Dent. 2003;90:190-193.

Kalachandra S, Turner DT. Water sorption of plasticized denture acrylic lining materials. Dent Mater. 1989;5:161-164.

Kazanji MN, Watkinson AC. Soft lining materials: their absorption of, and solubility in, artificial saliva. Br Dent J. 1988;165:91-94.

Lee SY, Lai YL, Hsu TS. Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin. Eur J Oral Sci. 2002;110:179-183.

Loney RW, Moulding MB, Hacker CH, Ritsco RG. Finishing and polishing of a poly (fluoroalkoxyphosphazene) resilient denture liner. Int J Prosthodont. 1994;7:362-367.

McCabe JF, Basker RM. Tissue sensitivity to acrylic resin. A method of measuring the residual monomer content and its clinical application. Br Dent J. 1976;140:347-350.

McCraken W. An evaluation of activated methyl metacrylate denture base materials. J Prosth Dent. 1952;2:68-83.

Nunes de Mello JA, Braun KO, Rached RN, Del Bel Cury AA. Reducing the negative effects of chemical polishing in acrylic resins by use of an additional cycle of polymerization. J Prosthet Dent. 2003;89:598-602.

Ogawa T, Tanaka M, Koyano K. Effect of water temperature during polymerization on strength of autopolymerizing resin. J Prosthet Dent. 2000;84:222-224.

Pavarina AC, Vergani CE, Machado AL, Giampaolo ET, Teraoka MT. The effect of disinfectant solutions on the hardness of acrylic resin denture teeth. J Oral Rehabil. 2003;30:749-752.

Phillips RW. Propriedades físicas dos materiais dentários. Materiais Dentários. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993:23-24.

Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11:169-178.

Quirynen M, Bollen CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. J Clin Periodontol. 1995;22:1-14.

Radford DR, Challacombe SJ, Walter JD. Denture plaque and adherence of *Candida albicans* to denture-base materials in vivo and in vitro. Crit Rev Oral Biol Med. 1999;10:99-116.

Samuel S. Avaliação da influência do polimento químico na sorção, solubilidade e microdureza de uma resina acrílica de termopolimerização. R Fac Odontol Porto Alegre. 2000;41:8-13.

Schwedhelm ER. Direct technique for the fabrication of acrylic provisional restorations. J Contemp Dent Pract. 2006;7:157-173.

Sen D, Goller G, Issever H. The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins. J Prosthet Dent. 2002;88:527-532.

Shim JS, Watts DC. Residual monomer concentrations in denture-base acrylic resin after an additional, soft-liner, heat-cure cycle. Dent Mater. 1999;15:296-300.

Stafford GD, Brooks SC. The loss of residual monomer from acrylic orthodontic resins. Dent Mater. 1985;1:135-138.

Suzuki S. In vitro wear of nano-composite denture teeth. J Prosthodont. 2004;13:238-243.

Ten Cate JM. In vitro studies on the effects of fluoride on de- and remineralization. J Dent Res. 1990;69 Spec No:614-619; discussion 634-616.

Tsuchiya H, Hoshino Y, Tajima K, Takagi N. Leaching and cytotoxicity of formaldehyde and methyl methacrylate from acrylic resin denture base materials. J Prosthet Dent. 1994;71:618-624.

Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. Dent Mater. 1995;11:338-342.

Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. Eur J Oral Sci. 1998;106:588-593.

Vallittu PK. Unpolymerized surface layer of autopolymerizing polymethyl methacrylate resin. J Oral Rehabil. 1999;26:208-212.

Verran J, Maryan CJ. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. J Prosthet Dent. 1997;77:535-539.

Walter JD, Glaysher JK. The properties of self-curing denture bases. Br Dent J. 1972;132:223-227.

Whitman DJ, McKinney JE, Hinman RW, Hesby RA, Pelleu GB, Jr. In vitro wear rates of three types of commercial denture tooth materials. J Prosthet Dent. 1987;57:243-246.

Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Some Physical Properties of Organic Denture Base Materials. J Am Dent Assoc. 1963;67:499-504.

Yamauchi M, Yamamoto K, Wakabayashi M, Kawano J. In vitro adherence of microorganisms to denture base resin with different surface texture. Dent Mater J. 1990;9:19-24.

Yap AU, Mah MK, Lye CP, Loh PL. Influence of dietary simulating solvents on the hardness of provisional restorative materials. Dent Mater. 2004;20:370-376.

Yunus N, Harrison A, Huggett R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels of an acrylic resin repair material. J Oral Rehabil. 1994;21:641-648.

Zissis AJ, Polyzois GL, Yannikakis SA, Harrison A. Roughness of denture materials: a comparative study. Int J Prosthodont. 2000;13:136-140.