



Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



Fernanda Faot

Cirurgiã-Dentista

Avaliação da alteração dimensional, resistência ao impacto e morfologia de fratura da resina acrílica para microondas polimerizada em ciclo alternativo.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica – Área de Prótese Dental

PIRACICABA

2004



Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



Fernanda Faot
Cirurgiã-Dentista

Avaliação da alteração dimensional, resistência ao impacto e morfologia de fratura da resina acrílica para microondas polimerizada em ciclo alternativo.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica – Área de Prótese Dental

Orientadora:
Prof^ª. Dr^ª. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia

Banca Examinadora:
Prof^ª. Dr^ª. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia
Prof. Dr. Rodrigo Nunes Rached
Prof^ª. Dr^ª. Solimar Maria Ganzarolli Splendore

PIRACICABA

2004

Ficha Catalográfica

F219a Faot, Fernanda.
Avaliação da alteração dimensional, resistência ao impacto e morfologia de fratura da resina acrílica para microondas polimerizada em ciclo alternativo. / Fernanda Faot. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2004.
xiii, 111p. : il.

Orientadora : Prof^a Dr^a Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas acrílicas. 2. Fractografia. 3 Microscopia eletrônica de varredura. I. Garcia, Renata Cunha Matheus Rodrigues. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da **Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.**

Dedico este trabalho:

À Deus por estar sempre presente em todos os momentos de minha vida.

À minha mãe Terezinha, mãe querida, por todo amor, devoção, compreensão e pela confiança e encorajamento em todos os momentos.

Ao meu pai, Francisco, pelo constante incentivo, pelo exemplo de sabedoria, seriedade e humildade, e, cujos princípios éticos e racionais são as grandezas mais valiosas que herdei da observação de suas atitudes e de sua educação juntamente com minha querida mãe.

À minhas irmãs Michele e Tatiele por fazerem parte da minha história, história marcada por muita união, carinho e companheirismo diante de tantos obstáculos que tivemos que transpor juntas nesta longa caminhada frente ao constante amadurecimento tanto como seres humanos, quanto como profissionais. Mi pelo amor incondicional diante de todas as dificuldades, e, Tati pela imensa e terna doação e amizade.

À Prof^ª. Dr^ª. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, pelo imenso orgulho que possuo de poder concluir este trabalho juntamente com uma orientadora brilhante e sempre atuante.

E a eterna amiga, incentivadora e educadora nata, *Rosena Santos da Rosa*, cuja admiração como ser humano me faltam palavras.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Prof^ª. Dr^ª. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, minha eterna orientadora, por ter despendido com muita paciência e carinho todo tempo do mundo para o meu despertar científico. Sua constante dedicação, apoio e incentivo foram responsáveis pelo momento que mais almejei, a introdução na vida acadêmica e a formação profissional voltada à pesquisa. Seu apoio e motivação aliados a sua criticidade científica, me fazem orgulhosa de ser sua orientada. Seu exemplo de profissionalismo, aliados ao senso ético e crítico são qualidades que espero herdar. Professora, obrigada por guiar os meus primeiros passos nessa longa caminhada.

À Prof^ª. Dr^ª. Altair A. Del Bel Cury pela oportunidade de poder conviver e sempre aprender com sua científicidade; pela confiança e incentivo e por, juntamente com minha orientadora, guiar os meus primeiros passos nessa longa caminhada de constante busca pelo aprimoramento científico.

À Rosena Santos da Rosa, Emilena Castor Xisto Lima, Juliana Moura, Priscila Oliveira Serrano, Daniel Filgueiras Ferreira, Wander José da Silva e Cristiane Machado, pela amizade, companheirismo, aprendizagem e pelos momentos compartilhados.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do Reitor Prof. Dr. Carlos Henrique de Brito Cruz.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP nas pessoas do seu diretor, Prof. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho e Diretor Associado, Prof. Dr. Mario Fernando de Góes.

Ao Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho, Coordenador Geral dos Cursos de Pós-Graduação da FOP-UNICAMP.

À Prof^a. Dr^a. Brenda Paula Figueiredo A. Gomes, Coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP.

Ao Prof. Dr. Jaime Aparecido Cury e Cíntia Pereira Machado Tabchoury, do Departamento de Ciências Fisiológicas, Área de Bioquímica, exemplos de entusiasmo voltado para o conhecimento científico, pelos ensinamentos transmitidos e por permitirem a utilização do laboratório de Bioquímica Oral.

À Técnica do Laboratório de Prótese Parcial Removível, Joselena Casati Lodi, pela amizade, dedicação e atenção dispensadas.

Aos funcionários do Laboratório de Bioquímica Oral, Mariza de Jesus Carlos Soares e José Alfredo da Silva pelo apoio e colaboração na parte experimental deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho por permitir a utilização da Máquina de ensaio de resistência ao impacto, e ao técnico do laboratório de Materiais Dentários Marcos Cangiani pela atenção e dedicação.

A professora e amiga Therezinha Pastre, cujo incentivo e auxílio nesta caminhada de formação acadêmica sempre foram e serão de grande valor. Seu exemplo de altruísmo é o bem mais precioso que poderia herdar de seu prazeroso convívio.

Aos colegas do curso de pós-graduação, Alessandra Damaceno, Claudia Baboni, Caio Hermann, Cristiane Machado, Daniel Ferreira Filgueiras, Fábio Jóia, Fernanda Paixão, Márcia Nakaoka, Luciana Valadares, Priscila Serrano, Wagner Fragoso, Poliana Bastos, Wander José Silva, Emilena Lima, Juliana Moura, Viviane de Oliveira, Noéli Boscato, Margareth Ribeiro, Daniela Botega, Alessandra Kleine, Ricardo Abreu, Rodrigo Sousa, Giuliana Zanatta, Samira A. de Sousa, Andréa Lúcia Carvalho, Manoel Tróia Filho, Joane A. de Souza Jr, Giovanna Pecharki pelo convívio durante o curso.

SUMÁRIO

RESUMO	1
ABSTRACT	3
1 INTRODUÇÃO	5
2 REVISÃO DE LITERATURA	9
2.1 Energia de microondas	9
2.2 Alteração Dimensional	17
2.3 Resistência ao Impacto	32
2.4 Morfologia de Fratura	42
3 PROPOSIÇÃO	53
4 MATERIAL E MÉTODOS	55
4.1 Delineamento experimental	55
4.2 Preparo das Amostras	56
4.2.1 Teste de Alteração Dimensional	56
4.2.2 Resistência ao Impacto	60
4.3 Avaliação da Alteração Dimensional	64
4.4 Avaliação da Resistência ao Impacto	66
4.5 Estudo da Morfologia de Fratura	67
4.6 Análise Estatística	73
5 RESULTADOS	75
5.1. Análise da alteração dimensional	75
5.2. Análise da resistência ao impacto	77
5.3. Morfologia de Fratura	78
6 DISCUSSÃO	87
7 CONCLUSÃO	93
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	95
9 OBRAS CONSULTADAS	99
ANEXOS	101

RESUMO

Foi objetivo deste trabalho avaliar a alteração dimensional, a resistência ao impacto e morfologia de fratura de uma resina acrílica para microondas (*Onda Cryl*) quando submetida a um ciclo alternativo ao do fabricante para polimerização. O grupo controle (G1) foi polimerizado segundo as recomendações do fabricante, 03 minutos a 40% , 04 minutos de pausa e 03 minutos a 90% da potência do forno de microondas, e o grupo experimental (G2) polimerizado com a supressão do período de pausa, 06 minutos a 70% da potência do forno de microondas. Para a avaliação da alteração dimensional 10 bases de próteses com 2,0 mm de espessura foram confeccionadas para cada grupo. A avaliação do índice de desadaptação foi realizada pela mensuração da espessura de um material (μm) a base de siloxano hidrofílico quadrifuncional interposto entre a base de resina e o modelo metálico em três pontos (PA, PB e PC) na região posterior do palato, 24 horas após a desinclusão e 30 dias após imersão em água. Para a avaliação da resistência ao impacto foram confeccionados 20 espécimes para cada grupo com as dimensões de 65x10x2,5mm. Os fragmentos originados do ensaio de resistência ao impacto foram submetidos a análise fractográfica macro e microscópica e os espécimes com fraturas mais expressivas foram avaliados em MEV para caracterização da morfologia microestrutural. Os resultados obtidos foram submetidos à Análise de Variância e as médias foram comparadas pelo teste *t* de student, teste Wilcoxon Mann-Whitney e pelo Coeficiente de Pearson. Os resultados demonstraram que não houve diferenças estatísticas significantes ($p>0.05$) entre os ciclos de polimerização para todas as variáveis estudadas. Entretanto para a alteração dimensional foram verificadas diferenças para os períodos avaliados ($p<0.05$) após o armazenamento em água por 30 dias (G1: PA=71,01 \pm 9,25 para 59,76 \pm 6,51; PB=76,92 \pm 10,46 para 66,89 \pm 10,46; PC= 65,09 \pm 5,57 para 54,44 \pm 6,11; G2: PA= 69,82 \pm 9,16 para 58,58 \pm 8,10; PB=78,70 \pm 10,07 para 69,25 \pm 7,93; PC=68,64 \pm 7,48 para 57,99 \pm 9,16) nos três pontos mensurados. Na avaliação fractográfica qualitativa houve

predomínio de fraturas frágeis ($p=0,469$) ($G1= 70\%$ e $G2= 80\%$). Com as limitações deste estudo, as amostras confeccionadas no ciclo alternativo demonstraram as mesmas propriedades físicas, mecânicas e o mesmo comportamento microestrutural quando comparadas com aquelas confeccionadas através do ciclo proposto pelo fabricante.

ABSTRACT

This study evaluated the dimensional changes, impact strength, and fracture morphology of a microwave denture acrylic resin (Onda Cryl) submitted to an alternative cycle of polymerization. Control group (G1) was polymerized according to manufacturer's recommendation (03 minutes at 360 W, followed by 04 min of pause, then 3 min at 810 W) and experimental group (G2), polymerized without pause period (6 min at 630W). Ten denture bases of microwave acrylic resin of 02 mm thick were prepared for each group, to verify dimensional changes. The desadaptation degree was assessed by measuring the thickness of an intervening layer of silicone impression material between the base and the metallic master cast in three points of posterior palatal seal (PA, PB, PC), after 24 hours of desflasking and after storage in distilled water at 37°C for 30 days. To evaluate impact strength by the Charpy method, 20 specimens were fabricated with 65x10x2,5 mm dimensions for each group. After the fracture, fragments were submitted to macroscopy and microscopy fractography analysis. The most significant fractured specimens were evaluated by microscopy analyze in electronic scanning microscopy to verify micro structural pattern of the brittle and intermediate fractures. The data were submitted to ANOVA and the means were compared with Student's *t* test, Wilcoxon Mann-Whitney test and Pearson's coefficient. The results showed that there were no significant statistical differences ($p > 0.05$) between the polymerization cycles for all variables studied. However, dimensional changes were verified ($p < 0.05$) after immersion in distilled water for 30 days (G1: PA=71,01±9,25 to 59,76±6,51; PB=76,92± 10,46 to 66,89±10,46; PC= 65,09±5,57 to 54,44±6,11; G2: PA= 69,82±9,16 to 58,58±8,10; PB=78,70±10,07 to 69,25±7,93; PC=68,64±7,48 to 57,99±9,16). In the qualitative fractography analysis, most fractures were brittle ($p=0,469$) for the two groups (G1=70% and G2=80%). Within the limitations of this in vitro study, the alternative cycle demonstrated physical, mechanical

and micro structural properties similar to the conventional cycle proposed by the manufacturer.

1 INTRODUÇÃO

A crescente busca pelo aprimoramento dos materiais protéticos baseia-se no aperfeiçoamento do processamento dos mesmos e das melhores propriedades físico-químicas, que influenciarão o comportamento clínico das próteses (Rueggeberg, 2002).

Constantes pesquisas têm sido conduzidas no intuito de se estudar as propriedades físicas das resinas polimerizadas por microondas, desde que Nishii (1968) relatou pela primeira vez a utilização deste método de processamento. Em seu estudo, a polimerização de uma resina termopolimerizável via energia de microondas evidenciou resultados tão satisfatórios quanto as resinas processadas em banho de água quente.

A partir de então, a polimerização de resinas acrílicas em microondas vêm sendo avaliada pela comparação entre os diversos ciclos de polimerização, quanto às propriedades físicas e químicas, além de adaptação, porosidade e nível de monômero residual (Rodrigues Garcia & Del Bel Cury, 1996; Blagogevic & Murply, 1999).

Isto ocorre em virtude de algumas vantagens deste método em relação ao tradicional banho de água quente como: velocidade na qual esta polimerização se processa, por dispensar equipamentos sofisticados e pela demonstração de fácil manuseio aliada ao fator limpeza (Hayden, 1986; De Clerck, 1987; Levin *et al.*, 1989; Philips, 1993; Del Bel Cury, 1995; Phoenix, 1998).

Em virtude da alteração dimensional ser uma propriedade diretamente ligada ao comportamento clínico das próteses, resultante da contração de polimerização inerente da reação de ativação dos polímeros, da diferença do coeficiente de expansão térmica entre gesso e resina acrílica, bem como das tensões liberadas durante o resfriamento da mufla (Annusavice, 1998), opiniões controvertidas ainda existem acerca da repercussão dos tipos de processamento na adaptação das mesmas (De Clerck, 1987; Takamata & Setcos, 1989; Sanders *et al.*, 1991).

Além da alteração dimensional, outra propriedade que afeta clinicamente a função das próteses e caracteriza a propensão e o grau de fragilidade das mesmas

quando sob a ação de esforços bruscos é a resistência ao impacto (Beyli, 1986; Price, 1986; Darbar, 1994). A resistência ao impacto da resina acrílica em si é dependente de vários fatores que incluem: composição da resina, técnica de processamento e das condições presentes no meio bucal.

Com relação à avaliação da resistência ao impacto realizada em resinas acrílicas, diversos estudos preocuparam-se com os resultados obtidos de uma forma isolada, sem levar em consideração as variáveis a que se dá ensejo quando se analisa a morfologia das fraturas das amostras. Estas variáveis incluem: grau de resiliência do material, ductibilidade e friabilidade (Callister, 2002; Hertzberg, 1996).

O estudo morfológico de fraturas através de microscopia eletrônica de varredura é uma análise comum e de rotina quando se realiza o teste de resistência ao impacto tanto de metais como de polímeros de todos os gêneros, com a finalidade de se promover uma análise de superfície e microestrutural para a caracterização de propriedades mecânicas (Mecholsky, 1995; Merret *et al.*, 2002; Kim *et al.*, 2002). Acerca das resinas acrílicas odontológicas, tal preocupação ainda não se demonstrou presente em nenhum estudo em que avaliou a resistência ao impacto das mesmas.

Assim sendo, ensaios experimentais de resistência ao impacto podem fornecer dados relevantes para o estudo estático da resistência a fratura, bem como, o delineamento de sua morfologia. Deste modo possibilita-se investigar o comportamento mecânico da resina aliada à propagação topográfica da fratura e sua repercussão direta no comportamento microestrutural do corpo obtido.

Dentre os diversos estudos de processamento de próteses por intermédio da irradiação de microondas, Vasconcelos *et al.* em 2003, avaliaram a resina nacional Onda Ceryl (CLÁSSICO ARTIGOS ODONTOLÓGICOS LTDA), específica para microondas. O fabricante desta resina sugere um ciclo especial de polimerização levando em consideração a potência de cada forno de microondas. Este ciclo inclui um período de pausa, que pode representar um fator desfavorável nos laboratórios de

prótese dentária, em virtude de se exigir cuidadoso controle de tempo de polimerização por parte do técnico.

Com o objetivo de se facilitar a técnica de processamento desta resina, Vasconcelos *et al* (2003) propuseram um ciclo alternativo de polimerização eliminando-se o período de pausa e verificou que a resistência flexural e microdureza superficial mantiveram-se inalteradas quando comparadas ao do ciclo proposto pelo fabricante, além de apresentarem menor número de poros.

Considerando os resultados favoráveis obtidos pelo estudo de Vasconcelos *et al.* (2003), torna-se importante analisar demais propriedades como alteração dimensional, resistência ao impacto e morfologia de fratura para que se possa implementar este ciclo como uma rotina a ser seguida, tornando-se mais fácil, rápido e viável o processamento de próteses removíveis através da energia de microondas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Energia de Microondas

As microondas são geradas por um magnetron de 2450 megahertz, em forma de ondas eletromagnéticas de 12,0 cm de largura. Essa energia é gerada por um oscilador magnético e quando irradia um objeto, é absorvida e transformada instantaneamente em calor. Esta condição energética propicia que as moléculas de metil metacrilato orientem-se no campo eletromagnético, alterando a sua direção aproximadamente 05 milhões de vezes por segundo, gerando inúmeras colisões intermoleculares que causam aquecimento rápido. Se o calor exigido para quebrar as moléculas de peróxido de benzoíla (ativador) em radicais livres pode ser gerado no interior da resina, a temperatura externa da mufla pode ser mantida baixa e o calor gerado pelo desencadeamento da polimerização pode ser disperso mais eficientemente. Deste modo, a polimerização pode ser mais rápida minimizando-se riscos inerentes do próprio processamento das resinas como, por exemplo, a porosidade, pois se elimina a transferência de calor por diversas estruturas (mufla, revestimento, modelo), até que chegue à resina (Nishii, 1968).

Com fulcro nestas considerações químico-físicas, Nishii (1968) publicou o primeiro estudo sobre a viabilidade da utilização de energia de microondas para polimerização de resinas acrílicas. O objetivo do referido estudo foi delinear um método capaz de diminuir o tempo de polimerização das resinas acrílicas, prevenindo a formação de porosidade interna, principal evento que repercute na alteração das demais características físico-químicas e mecânicas deste material. Para tanto, amostras de resina acrílica termopolimerizável com dimensões de 65,0 × 13,0 × 9,0 mm, foram incluídas em diferentes formatos de muflas metálicas perfuradas, e, polimerizadas em forno de microondas de baixa potência por 09, 10, 11 e 12 minutos de irradiação, na presença de

um recipiente com água para evitar o superaquecimento do interior do forno. Realizado o experimento, foram avaliadas as seguintes propriedades físicas: porosidade, sorção de água, dureza brinell, resistência à tração, resistência transversa e deflexão transversa, repetição de resistência transversa com o método de Kato-1968, resistência à retenção dos dentes artificiais e adaptação da base das próteses. O autor observou que com a redução da energia de alta frequência, e, conseqüentemente da potência, era possível obter uma resina livre de porosidade e com propriedades físicas tão satisfatórias quanto as resinas polimerizadas em banho de água quente, desde que a irradiação fosse de 11 minutos.

Somente em 1983 foram retomados os estudos sobre polimerização de resinas acrílicas em microondas quando Kimura *et al.* analisaram a formação da massa de resina (7g, 15g, e 21g), o tempo de polimerização mais adequado (5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, e 40 minutos) para que se atingisse a fase plástica e a polimerização completa. A adaptação de bases de prótese, a alteração de cor e formação de fendas em próteses totais e a fratura dos dentes artificiais em resina e porcelana foram avaliadas através dos seguintes métodos: (1) banho de água quente com elevação de temperatura para 100°C em 60 minutos e permanecendo nesta por mais 30 minutos e (2) energia de microondas por 03 minutos. Como as muflas convencionais não poderiam ser levadas ao microondas, os moldes foram então prensados em mufla, posteriormente removidos e colocados em tubos de borracha para a irradiação. A deformação do gesso pedra também foi avaliada em amostras de 30x50mm irradiadas por energia de microondas durante 05 a 20 minutos, através da medida do diâmetro e da altura das mesmas após refrigeração em temperatura ambiente. Por fim, para os ensaios de porosidade, os autores confeccionaram amostras de 20,0 x 20,0 x 5,0 mm polimerizadas por 2, 3, 5, 10 e 15 minutos em forno de microondas e posteriormente resfriadas em bancada. Após análise visual, as amostras que apresentaram menor porosidade foram as polimerizadas por 3 minutos. Com amostras de 20,0 x 20,0 x 10,0mm de espessura testou-se a

variação do tipo de esfriamento, a 0° C (gelo), 15° C (água corrente) e 20° C (em bancada), onde a porosidade diminuiu à medida que a temperatura foi aumentada. Amostras com espessuras de 1,5 e 3,0 mm também foram irradiadas por 03 minutos. Os resultados indicaram que embora a mistura monômero-polímero geralmente atinja a fase plástica em 15-20 minutos à temperatura ambiente, este tempo pode ser diminuído com o uso da energia de microondas e a mistura se torna mais homogênea. Quanto maior o peso da mistura monômero-polímero, maior será o tempo necessário para atingir a fase plástica. A adaptação da base de prótese processada por energia de microondas foi superior à obtida pelo banho de água. A alteração de cor ou fendas entre dentes artificiais e bases foram raramente observadas em ambas as próteses. A deformação do gesso pedra foi raramente observada. Os ensaios de porosidade puderam correlacionar o tempo de polimerização, a espessura da amostra e o esfriamento posterior, direcionando para a polimerização por 3 minutos, em amostras com até 3,0 mm de espessura e esfriamento das muflas em bancada, porém não indicaram um cálculo específico para quantificar a porosidade; sua identificação foi apenas visual e comparativa.

Alguns aspectos na utilização das microondas para a polimerização de resinas acrílicas foram estudados por De Clerck, em 1987. O autor fez considerações a respeito da ação das microondas sobre o polimetilmetacrilato e concluiu que as microondas geram calor diretamente na resina economizando o tempo que levaria para o calor se dissipar da água quente através das várias estruturas, como da mufla para o gesso e modelo e depois para a resina no centro da mufla. Foram realizados ensaios físicos como resistência ao impacto, químicos como índice de liberação de monômero residual em ciclos de tempo e temperatura diferentes bem como, testes de alteração dimensional para avaliar propriedades da resina polimerizada por energia de microondas. O autor concluiu que esse processo economiza tempo e custos de produção das próteses e que a resina polimerizada em microondas tem os menores

níveis de monômero residual e propriedades físicas semelhantes ao método convencional de polimerização em banho de água aquecida, além de favorecer a diminuição do número de poros das resinas, uma vez que o calor da reação de polimerização pode ser dissipado com maior eficiência, pois o material de revestimento encontra-se em uma temperatura mais baixa.

Levin *et al.*, em 1989, realizaram um estudo bibliográfico sobre a utilização da energia de microondas para polimerização de resinas acrílicas, ressaltando que as propriedades físicas daquelas especialmente formuladas para polimerização por esse método podem ser exageradas, existindo a necessidade de desenvolvimento de materiais e métodos de processamento adequados. As vantagens em se utilizar esse método são: menor tempo polimerização, facilidade de manipulação e limpeza. Naquela época, os autores relacionaram as desvantagens deste método à mufla reforçada com fibra de vidro consideradas então de custo elevado e frágeis, podendo se fraturar após o processamento de várias próteses.

Uma revisão de literatura foi realizada por Takamata & Setcos em 1989, sobre os vários métodos de processamento de bases de próteses com ênfase na precisão dimensional das resinas polimerizadas pelos métodos: convencional, químico, energia de microondas e luz visível. Foi observado que a tensão induzida durante o processamento das resinas termopolimerizáveis pode levar a distorção das bases e que o processamento por ativação química, luz visível e energia de microondas constituem-se em alternativas com a intenção de melhorar a precisão dimensional das próteses. Foi concluído que a energia de microondas é uma técnica alternativa viável para processamento de próteses removíveis quando se prima por alta precisão dimensional.

Hogan & Mri em 1990 desenvolveram um método de registro contínuo da temperatura durante a irradiação de energia de microondas no processo de

polimerização. A temperatura foi mensurada pelo aquecimento de 50ml de água à potência de 50 e 500W em um período de 1,5 a 15 minutos através de dois métodos: (1) termômetro de mercúrio (observação visual) e (2) por meio de um par termelétrico adaptado ao forno. Através da observação visual os autores anotaram o tempo necessário para que a água entrasse em ebulição. A temperatura da resina termopolimerizável convencional e do gesso durante o processo de inclusão foram mensuradas com o par termelétrico em amostras com dimensões 40,0 x 25,0 x 10,0 mm durante a polimerização a 500W. Com o ciclo de 500W a água atingiu a temperatura de ebulição em 01 minuto e este tempo coincidiu com a observação visual da ebulição. Contrariamente, com o ciclo de 50W a água atingiu a temperatura de ebulição em 06 minutos pela demarcação do tempo do par termelétrico não coincidindo com a observação visual que foi de 10 minutos. Deste modo, concluíram os referidos autores que a observação visual (medida por termômetro) pode subestimar a temperatura real atingida durante a irradiação e, além disso, durante a polimerização a resina apresentou picos e depressões da temperatura, o que não foram evidenciadas no gesso, e o calor gerado na massa de resina é dissipado lentamente uma vez que o gesso é um bom isolante térmico. Foi ressaltado então, que é de essencial importância a presença de água livre no gesso durante a irradiação.

Polyzois *et al.*, 2001 realizaram um estudo para avaliar a resistência dos reparos em base de próteses em razão de diferentes resinas, processamentos e acréscimo de reforço (fios de reforço ou fibra de vidro). Para tanto investigaram a força de fratura, deflexão a fratura e resistência a fratura de uma resina para base de próteses termopolimerizada (Resina Meliodent – polimerização em banho de água quente a 75°C por 12 horas) reparada com: (1) resina termopolimerizada, (2) resina autopolimerizável ou (3) resina autopolimerizável com fibra de vidro ou reforçada com fio. Oito grupos constituídos de 12 espécimes de dimensões 2,5 x 10 x 65mm foram avaliados: 06 com resinas autopolimerizáveis para reparo, 01 com resina

termopolimerizável para reparo e um grupo controle com espécimes intactos. Os 06 grupos de resina autopolimerizável foram reparados da seguinte maneira: (1) 01 grupo sem reforço; (2) 01 grupo tratado com irradiação de microondas durante 03 minutos a 600 W após a polimerização; (3) 02 grupos com uma ou múltiplas camadas de reforço de fibra de vidro; (4) 02 grupos com fio de reforço, arredondado liso ou trançado. Os espécimes foram cortados ao meio, e a uma distância de 03mm, um intervalo entre os fragmentos de uma mesma amostra (para ambos os grupos, com e sem reforço) foi criado para se ensejar posterior reparo segundo a descrição dos grupos experimentais. Além disso, antes de se confeccionar o reparo, foi criado um canal no centro dos espécimes para abrigar o reforço com as dimensões de 3,5mm x 65mm somente para os grupos que receberiam reforço. O total de 96 espécimes confeccionados foram imersos em água a 37°C por 28 dias antes de serem submetidos aos cortes e ao teste de flexão em três pontos, ora utilizado para determinar as propriedades estudadas. Os resultados demonstraram que os valores de força de fratura (28,4 para 73,4N), a deflexão (1,6 para 3,8mm) e a resistência (0,02 para 0,13J) para todos os grupos reparados foram significativamente mais baixos do que aqueles para o grupo controle (82,79N, 4,4mm, 0,16J respectivamente) com uma exceção: o valor da força de fratura dos espécimes reforçados com fio arredondado liso (102,9N). Modos de falha foram sempre adesivos, justificando a fratura ocorrida entre a base de prótese e o reparo em resina. Deste modo concluíram os autores que entre os tratamentos testados, o mais efetivo foi a radiação por microondas, a resina autopolimerizável com reforço com fio arredondado liso ou uma camada de fibra de vidro.

Del Bel Cury *et al.*, em 2001 avaliaram a influência de dois materiais para inclusão, gesso pedra tipo III e silicone para inclusão sobre duas resinas acrílicas específicas para polimerização em microondas, Acron MC e OndaCryl, polimerizadas segundo as instruções dos fabricantes. Para a caracterização do efeito dos referidos materiais de inclusão sobre o comportamento físico-químico-mecânico destas resinas

utilizou-se das seguintes variáveis: (1) dureza Knoop mensurada nos tempos 24, 48, 72 horas e 30 dias; (2) resistência transversal e (3) liberação de monômero em água em períodos de 24 horas durante 168 horas e posteriormente a cada 48 horas totalizando 288 horas de análises. Com este objetivo, foram confeccionados 144 espécimes, divididos em quatro grupos cada um contendo 12 espécimes para cada análise. A Resistência Transversa foi avaliada segundo a especificação nº 12 da ADA. A partir dos resultados obtidos pôde ser verificado que ambos os grupos de resina acrílica processados através da inclusão por silicone apresentaram os maiores valores para liberação de monômero residual apenas para os períodos de 24h, 48h e 72h; e de dureza Knoop no período de 24 horas. Diferenças significantes só foram verificadas no tempo de 48 horas, apenas para os grupos de resina acrílica. Onda Ceryl processadas pelas duas técnicas de inclusão. Nos demais períodos de armazenamento em água, não houve diferenças estatísticas para dureza Knoop entre os grupos estudados. Os valores de resistência transversa para ambas as resinas acrílicas não foram afetados pelos respectivos materiais de inclusão. A técnica de inclusão pelo molde de silicone afetou a liberação de monômero residual das resinas acrílicas nos 05 primeiros dias de análise, e a dureza Knoop da resina Onda Ceryl nos 02 primeiros dias. Assim sendo, os referidos autores concluíram que a utilização de silicone de inclusão possibilitou polimerização adequada das resinas estudadas.

Rueggeberg em 2002 publicou uma revisão de literatura sobre o desenvolvimento dos materiais restauradores odontológicos baseados em resina. Preconiza o referido autor que com o entendimento da evolução destes materiais, os clínicos podem melhor apreciar ambas as características, complexidade e similaridade, entre a ampla variedade de resinas e técnicas de polimerização disponíveis na atualidade. Problemas comuns associados ao uso dos sistemas monoméricos são abordados e discutidos do ponto de vista da expansão da aplicabilidade dos polímeros, como a presença de cadeias poliméricas longas e curtas, a contração de polimerização,

reação exotérmica, inibição de reação pela presença de oxigênio, biocompatibilidade, bem como, a técnica de processamento e ativação dos mesmos. Além disso, elucida de forma breve e resumida os avanços nos sistemas de resinas correntes para a reabilitação oral integrada.

Vasconcelos *et al.*, em 2003 realizou um estudo propondo um ciclo alternativo de polimerização para resina acrílica para microondas Onda Ceryl, que preconiza para seu processamento um período de pausa. Para tanto avaliou a resistência flexural (RF), a microdureza superficial (MS) e a porosidade (P) desta resina quando submetida a dois ciclos diferentes de polimerização: o indicado pelo fabricante e, um alternativo com a eliminação do período de pausa. Foram confeccionados 72 corpos de prova com dimensões específicas para cada ensaio e divididos aleatoriamente em dois grupos: G1) amostras foram polimerizadas através do ciclo indicado pelo fabricante, de 03 minutos a 40% da potência do forno de microondas, seguido de 04 minutos de período de pausa, e mais 03 minutos a 90% da potência do forno; e G2) as amostras foram polimerizadas durante 06 minutos a 70% da potência do forno de microondas. Após a polimerização as amostras foram submetidas aos respectivos ensaios e os resultados para G1 e G2 foram respectivamente: (1) RF (MPa) $82,42 \pm 9,07$; $82,51 \pm 6,12$; (2) MS (Kg/mm²) $16,93 \pm 4,11$; $16,86 \pm 4,10$; (3) P (n/mm²) $10,83 \pm 3,29$; $8,90 \pm 3,0$. Com base nos resultados concluiu-se que para a resistência flexural e microdureza superficial não houveram diferenças estatísticas entre os grupos testados; diferentemente do que ocorreu na avaliação da porosidade, demonstrando que no ciclo alternativo observou-se menor porosidade superficial.

2.2 Alteração Dimensional

O estudo da alteração dimensional sempre foi de notória importância e resguardo científico, desde que se instituiu na Odontologia o uso de plásticos (polímeros) como material de eleição para a confecção de base de próteses em substituição ao vulcanite.

Anthony & Peyton em 1962 analisaram a adaptação de próteses confeccionadas com os seguintes materiais: resina termopolimerizável convencional, resina autopolimerizável, vulcanite, porcelana, liga de cromo-cobalto, resina epóxica, polimetilmetacrilato em forma de gel, acrílicos de polivinil e poliestireno processado pela técnica de injeção no molde. Estes materiais foram preparados e utilizados de acordo com as instruções do fabricante. Para simular o uso da prótese pelo paciente as mesmas foram armazenadas em água à temperatura ambiente por 24 horas durante 08 meses. A adaptação das próteses foi verificada com um comparador modificado (possibilitando medidas pantográficas), que fornecia diferenças de medidas entre o contorno das próteses e aqueles do molde de impressão. Os resultados demonstraram que a adaptação das próteses com resina autopolimerizável foi a melhor em virtude de ocorrer menor tensão durante a polimerização, e baixa temperatura empregada para o processamento da mesma. As próteses confeccionadas com resinas termopolimerizáveis sofreram contração em virtude da exigência de grande quantidade de resfriamento após atingirem o estado sólido. As próteses que sofreram maior contração foram as confeccionadas em resina fluída através do sistema de injeção, em virtude da exigência de alta temperatura de polimerização. Concluiu-se que após 08 meses de armazenamento em água todas as próteses encontravam-se estáveis, pois a distorção sofrida de natureza expansiva foi uma forma de compensação, melhorando a adaptação das mesmas.

Kimura *et al.*, em 1984, dando continuidade a seus estudos, utilizaram em fase experimental, muflas especiais para microondas, à base de plástico reforçado com fibra de vidro (RFV) e compararam as temperaturas das muflas convencionais com as RFV. Avaliaram também a adaptação de próteses confeccionadas com resinas acrílicas convencionais polimerizadas: (1) por energia de microondas por 2,5 minutos a 500 e 200W tanto do lado superior como inferior, e, (2) por banho de água quente permanecendo 40 minutos a 65°C e 30 minutos a 100°C. Para tanto, foram confeccionadas bases de prótese com espessura de 03 a 4,5mm na região da crista alveolar e 1,5 na região do palato. Para a mensuração das alterações de temperatura um par termoeletrico foi ajustado na base de resina e no revestimento do gesso. A adaptação da base foi avaliada através da medida do espaço entre o modelo original e a base da resina realizada através de microscópio (Nikon) em 05 pontos diferentes da região posterior da base de prótese em diferentes condições: a) imediatamente após a remoção da mufla, b) após 20 dias de armazenamento a 20°C e, c) após o mesmo tratamento da alínea b) acrescido de armazenamento por mais 02 dias em solução salina a 20°C. Os resultados demonstraram que as bases de resina polimerizadas por energia de microondas obtiveram melhor adaptação e não foram afetadas pelos diferentes meios de armazenamento. A desadaptação das bases processadas pelo método de banho de água foram observadas quando as mesmas foram mantidas por longo período de tempo em ambiente de 20°C. As diferentes espessuras entre a região do palato e a porção da crista alveolar aumentaram a desadaptação, concluindo-se que a contração de polimerização é maior nas porções mais espessas. Os referidos autores justificam esta contração em virtude de diferentes gradientes de temperatura atingidos por ambos os métodos de polimerização, pois, para se obter a temperatura de 65° C para que ocorresse o início da polimerização da resina na mufla para microondas, foi necessário apenas 1,5 minutos, e, para que a polimerização estivesse completa, mais 05 minutos; enquanto que as muflas convencionais, sob ciclo de água quente, necessitaram de 40 minutos para chegar à temperatura ideal e ainda 40 minutos para completar a

polimerização. Segundo os autores este pequeno gradiente de temperatura resulta em melhor adaptação das bases polimerizadas por energia de microondas.

Também neste mesmo ano, Hugget *et al.* realizaram um trabalho com o objetivo de verificar o efeito de diferentes ciclos de polimerização e o efeito de polimerizações adicionais (período adicional de permanência em água em ebulição) sobre a alteração dimensional de bases de próteses confeccionadas em resina acrílica. Para tanto, foi utilizado um modelo metálico simulando uma mandíbula edêntula com nove demarcações nas regiões anterior e posterior, que duplicados através de um material elástico (silicona) deram origem a 40 modelos de gesso pedra. As distâncias entre as demarcações dos modelos foram mensuradas com um comparador óptico (Nikon Optical Comparator). As bases-de-prova foram confeccionadas sobre os modelos e polimerizadas de acordo com os seguintes ciclos: a) 14 horas a 70°C; b) 14 horas a 70°C e mais 03 horas a 100°C; c) Água a 100°C removendo-se a fonte de calor até que a temperatura da água atingisse 68°C e assim permanecendo por 20 minutos e retornando à água em ebulição por mais 20 minutos; d) Água a 100°C removendo-se a fonte de calor por 20 minutos e retorno à ebulição por mais 10 minutos. As demarcações reproduzidas na resina foram mensuradas 24 horas após a polimerização e após 01 mês (28 dias) de saturação em água a 37°C; e posteriormente comparadas às medidas do modelo de gesso sobre o qual foram processadas. Foi observado que todas as bases sofreram contração, independente do ciclo de polimerização utilizado, bem como apresentaram expansão após saturação em água. Essa expansão não compensou a contração prévia, uma vez que todas as bases saturadas apresentaram-se menores que o modelo original. Como a porcentagem de contração foi pequena (0,1%) concluíram os autores que a mesma não é capaz de gerar significância clínica, e que, através da comparação entre os dois ciclos longos com reversão da temperatura adicionada a mais um período de ebulição, revelou-se que os mesmos são capazes de produzir bases de próteses mais precisas, e, portanto devem ser preferidos.

Também em 1989, Sholsberg *et al.* compararam o método de polimerização convencional e por energia de microondas quanto à porosidade, dureza Knoop, monômero residual, resistência transversa, densidade, alteração dimensional e resistência do reparo. Foram confeccionadas próteses totais separadas em dois grupos de acordo com a técnica empregada: banho de água a 74° C por 8 horas, seguido de aquecimento a 100° C por 1 hora ou irradiação por microondas a 90 W de potência por 90 segundos, com a mufla em posição vertical e ciclo complementar de 90 segundos a 500 W em posição horizontal. As muflas foram esfriadas em bancada por 20 minutos e depois colocada sob água corrente. Após a demuflagem foi dado o acabamento e polimento dos corpos-de-prova que foram armazenados por 21 dias a 37° C. A precisão dimensional foi verificada através do peso de um silicone de adição interposto entre a base de resina e o modelo metálico sob carga de 3,36 Kg. A porosidade foi verificada em secção transversa obtida na região dos primeiros molares e observada num aumento de 10 vezes. Para o ensaio de dureza Knoop, liberação de monômero, densidade, resistência transversa e resistência aos reparos foram confeccionadas amostras de 6,5 x 1,0 x 3,0 mm, utilizando as duas técnicas de polimerização. A dureza Knoop foi avaliada com carga de 20 g por 30 segundos e o monômero residual avaliado por espectroscopia infravermelha. Os autores somente encontraram diferenças estatísticas no ensaio de dureza Knoop, em que as resinas de microondas apresentaram valores inferiores.

Takamata *et al.*, em 1989 avaliaram a precisão dimensional de próteses confeccionadas com os seguintes métodos de polimerização e respectivas resinas específicas: a) ativação química sob pressão de 5,5 unidades atmosféricas a 45°C por 30 minutos; b) método convencional de banho de água aquecida a 70°C por 30 minutos e 100°C por mais 30 minutos; c) método convencional de banho de água aquecida a 100°C por 20 minutos; d) por luz visível aplicada no lado externo durante 02 minutos e no lado interno por 06 minutos e e) por energia de microondas por 03 minutos a

500W. Quarenta e dois modelos em gesso tipo IV foram confeccionados a partir de um modelo metálico padrão e serviram de base para a confecção de próteses totais. A avaliação da adaptação foi realizada por 02 métodos: (1) diferença de peso do material de moldagem interposto entre a base da prótese e o modelo metálico sob carga de 7,2 libras, e, (2) medida da desadaptação verificada em microscópio através da observação da presença de espaço em 05 diferentes pontos entre a prótese e o modelo metálico. Os resultados demonstraram que houve alteração dimensional em todos os grupos avaliados e as resinas acrílicas que apresentaram melhor adaptação foram as resinas ativadas quimicamente pela técnica de resina fluída (vazamento) e as polimerizadas por energia de microondas. A resina ativada por luz visível demonstrou uma adaptação intermediária, enquanto que a resina polimerizada pelo método convencional de banho de água aquecida a 100°C por 20 minutos demonstrou os resultados mais desfavoráveis.

Sanders *et al.* em 1991 avaliaram a adaptação de bases de próteses de resina acrílica em dois métodos de polimerização: a) método convencional de banho de água quente a 165°F por 09 horas; b) irradiação por energia de microondas a 90W por 6 ½ minutos. As bases de próteses foram confeccionadas a partir de um modelo de alumínio com duas resinas convencionais e uma especial para microondas. As porções posteriores das bases foram recortadas até a região de primeiros molares e posteriormente armazenadas em água durante 24 horas. A seguir as bases foram posicionadas sobre o modelo metálico e o conjunto recebeu uma carga de 20 libras em direção vertical e o espaço existente entre a base e o modelo mestre foi verificado em cinco regiões diferentes através de uma escala pontuada em 0,04; 0,10; 0,15; 0,20; e 0,25. Os autores concluíram que as bases de resina processadas em microondas possuíram uma adaptação tão aceitável quanto àquelas polimerizadas pelo método convencional; e as bases confeccionadas com resina com composição química especial para microondas não mostraram melhor adaptação do que as demais.

Também, Wallace *et al.* em 1991, com o mesmo objetivo comparativo desenvolveram um trabalho semelhante no que se refere à avaliação da alteração dimensional, mas com o objetivo de salientar as diferentes interações de potência de energia de microondas, requeridas para o processamento de resinas acrílicas. Para tanto, foram confeccionados 50 modelos em gesso pedra obtidos através da moldagem de um modelo mestre em resina com sete pontos de referência. Os modelos foram divididos em grupos de dez e as distâncias entre os pontos de referência foram determinadas. Realizada tal demarcação a resina acrílica foi preparada e prensada duas vezes sobre o modelo. O Grupo controle foi processado por muflas metálicas e resina termopolimerizável convencional em banho de água de 165 °F durante 09 horas. Os outros modelos foram incluídos em muflas plásticas reforçadas com fibra de vidro e processados por energia de microondas pelos seguintes ciclos: Grupo II – 86W por 13 minutos mais 448W por 02 minutos; Grupo III – 86W por 06 ½ minutos em cada lado, mais 448W por 01 minuto em cada lado; Grupo IV – 241W por 10 minutos e Grupo V – 397W por 02 ½ minutos para cada lado. As distâncias entre os pontos de referência reproduzidos então em resina acrílica foram medidos com um comparador óptico (Deltronic DH 14). Os resultados demonstraram que a resina polimerizada nas diversas potências de energia de microondas apresentaram adaptação igual ou superior àquelas polimerizadas em banho de água quente, e levaram a conclusão de que a polimerização por energia de microondas fornece excelente precisão dimensional, possibilitando o processamento de resinas em várias espessuras em menor período de tempo.

Al-Hanbali *et al.* em 1991 realizou um estudo com o objetivo de comparar a adaptação de bases de resina acrílica submetidas a um duplo processo de polimerização. Dois ciclos de polimerização foram propostos para tal fim: banho de água quente e energia de microondas. As bases de resina acrílica foram processadas em modelos de gesso pedra duplicados a partir de um modelo mestre de cromo-cobalto com paredes

simulando o rebordo residual com convergência de 10 graus com 03 projeções correspondentes a região de incisivo e de molar de cada lado do arco. Dez bases de polimetilmetacrilato convencional foram processadas em banho de água quente por 07 horas a 70°C e mais 03 horas a 100°C (ciclo longo) e outras dez bases processadas em forno de microondas doméstico a 65W por 25 minutos. Dez bases de polimetilmetacrilato modificado por significativos ativadores químicos foram processadas a 100°C em banho de água quente por 20 minutos (ciclo curto). Após a polimerização, as amostras foram resfriadas à temperatura ambiente e mantidas em meio úmido por 24 horas. Para mensurar a adaptação um espaçador de 1,99 mm foi adaptado sobre o modelo metálico criando um espaço vazio entre este e a base de resina. A seguir as bases foram reposicionadas sobre o modelo metálico com a interposição de uma camada de silicone de adição. Após a separação procedeu-se ao vazamento de gesso na base reembasada com silicone, e a espessura do material de impressão foi medida em 07 pontos diferentes na porção posterior do palato. Para o segundo ciclo de polimerização procedeu-se a adição de uma camada de cera modeladora nos bordos das bases, e estas foram incluídas e processadas de acordo com os mesmos ciclos descritos, exceto para o ciclo longo de banho de água quente onde as amostras permaneceram 12 horas a 65°C para garantir que a temperatura da água fosse mantida abaixo da temperatura de transição vítrea da resina. Desta forma, processou-se uma nova camada de resina acrílica para as áreas de rebordo alveolar. Seguindo cada ciclo de polimerização, a adaptação do bordo posterior para cada base foi novamente avaliada pela impressão de um material a base de silicone usado para determinar diferenças entre as bases e o modelo mestre através da medida de sua espessura. Então, novamente procedeu-se ao vazamento com gesso e o modelo resultante foi seccionada para permitir medidas em secção transversal por meio de um micrômetro ocular. As diferenças na distorção entre o primeiro e segundo ciclo de polimerização foram significantes para todos os métodos de polimerização. Entretanto a polimerização por

energia de microondas resultou em menor distorção das bases de prótese do que as verificadas no ciclo de polimerização curto, especialmente no centro do palato.

Sykora & Sutow em 1993 verificaram a adaptação de bases de prótese na região posterior do palato em função de duas diferentes técnicas de processamento das resinas, além de verificarem a influência da forma do palato e de diferentes períodos de imersão em água sobre a mesma. Neste estudo foram utilizados vinte modelos de gesso, sendo dez com palato profundo e dez com palato raso. Sobre estes modelos foram confeccionadas bases em cera com espessura entre 1,5 -2,0mm. Dez bases (05 com palato raso e 05 com palato profundo) foram processadas com resina convencional (Lucitone 199) e as outras dez bases foram processadas pela técnica da resina injetada (SR-Ivocap). Após a polimerização cada conjunto base-modelo foi avaliado nos seguintes tempos: depois da demuflagem, após o acabamento e polimento e após períodos de imersão em água por 01 hora, 01 dia e 01 semana a temperatura ambiente. Foi verificado que a técnica da resina injetada apresentou pequena alteração dimensional quando comparada com a resina convencional. Quando armazenadas em água, a resina injetada recuperou a alteração sofrida durante a polimerização e nas bases de resina confeccionadas para os dois tipos de palatos, observou-se que houve maior desadaptação no palato raso quando comparado ao profundo.

Hanaa & Adel, no mesmo ano, ao estudar a alteração dimensional, foram precursores na padronização efetiva com relação a espessura de placas base para análise da adaptação em três tipos de resina: a) Fastray (azul, H.J. Bosworth Co.); b) Orthoresin orthodontic; c) Fastcure, resina indicada para reparo utilizada nas resinas a) e b). Foram confeccionados 40 modelos de gesso simulando uma maxila edêntula e 40 bases de PVC com espessura padronizada, sendo dez conjuntos base-modelo para a resina Fastray e dez para a resina Orthoresin e sobre os dois grupos foi adicionada e polimerizada a resina Fastcure. Após polimerização, acabamento e polimento, cada

conjunto base-modelo foi seccionado em três regiões: canino, pré-molar e molar. A adaptação foi analisada em 19 pontos diferentes por microscópio de medição (0,001mm). Os resultados encontrados foram: 1) a resina Orthoresin apresentou melhor adaptação que a resina Fastray; 2) o tamanho da fenda de desadaptação variou em diferentes áreas num mesmo conjunto base-modelo.

Rizzatti-Barbosa, Del Bel Cury & Panzeri, em 1995 estudaram a influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptação das próteses totais. Para tanto utilizaram duas resinas: uma convencional com ligação cruzada (Lucitone 550) e uma específica para polimerização por energia de microondas (Acron MC). A resina para processamento convencional foi submetida a 03 ciclos de polimerização: (1) banho de água quente a 73°C por 09 horas; (2) energia de microondas nos ciclo de 500W por 03 minutos e (3) energia de microondas no ciclo de 90W por 13 minutos. A resina específica para microondas foi submetida também aos ciclos (2) e (3). A partir de um modelo fundido em liga de cobre alumínio simulando uma maxila edêntula foram confeccionadas 12 próteses totais para cada grupo experimental totalizando 60 amostras. O grau de adaptabilidade das mesmas foi avaliado logo após o acabamento das próteses e após armazenamento em água destilada por 30 dias à 37 ± 2°C. Os resultados obtidos demonstraram que as próteses: a) confeccionadas com Lucitone 550 através do processamento pelo ciclo (2) foram as que apresentaram melhor adaptação; b) confeccionadas com Lucitone 550 processadas pelo ciclo (1) , Acron MC pelo ciclo (2) apresentaram a pior adaptação; c) confeccionadas com Lucitone 550 pelo ciclo (1) e a Acron MC polimerizada pelo ciclo (3) foram as que apresentaram maior diferenças entre o grau de adaptabilidade nos períodos de pré e pós armazenamento em água. Deste modo concluíram os referidos autores que todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o armazenamento em água, mas ressaltaram a importância que mais estudos sobre essas variáveis,

envolvendo outros ciclos de processamento através da energia de microondas ainda se fazem necessários.

Rodrigues Garcia & Del Bel Cury, em 1996, verificaram a adaptação e a porosidade de bases de prótese influenciadas por um segundo ciclo de polimerização. Foram confeccionadas 36 bases de próteses divididas em três grupos: G1, G2 e G3; de 12 elementos cada, sendo que o grupo G3 utilizou resina específica para microondas. As bases de prótese de G1 e G2 foram submetidas à polimerização pela técnica convencional de banho de água quente durante 09 horas a 73°C, e, de G3 foram polimerizadas por energia de microondas a 500W por 03 minutos. A adaptação foi avaliada pela interposição de material de moldagem entre as bases de prótese e o modelo metálico sob carga de 02 kg. Em seguida todas as bases foram reembasadas pelo método da adição, mas as pertencentes a G1 e G3 foram reembasadas com o mesmo material e técnica de polimerização e às bases de G2 foram reembasadas com a mesma resina, mas polimerizadas em forno de microondas por 03 minutos a 500W. A porosidade foi analisada após a realização do polimento, através da imersão dos corpos-de-prova em nanquim e contagem dos poros, com aumento de 63 vezes em lupa estereoscópica. Com relação à adaptação das bases de próteses verificou-se que não houve diferença entre as técnicas, pois os resultados indicaram que a resina convencional quando polimerizada no primeiro ciclo pelo método convencional e no segundo por energia de microondas apresentou adaptação semelhante aos reembasamentos convencionais; mas a resina polimerizada por microondas apresentou menor porosidade em relação à resina tradicional tanto no primeiro quanto no segundo ciclo de polimerização. Assim foi concluído que a energia de microondas também pode ser utilizada para o processo de reembasamento.

Em 1998, Boberick & Mccool, analisaram o modelo de formação de fenda que ocorre na área do palato das bases maxilares e a repercussão do mesmo na

estabilidade dimensional, além de avaliarem se alterações na espessura do material e tempo de polimerização repercutiam no tamanho e no modelo de formação da fenda. Para realização do estudo procedeu-se à confecção de 40 bases de prótese em resina Triad (VLC), fotopolimerizadas por dois diferentes métodos: (1) Vinte bases de acordo com as especificações do fabricante, onde toda a superfície de resina foi exposta à luz de uma única vez; e, (2) Vinte bases com a área do palato protegida para evitar a penetração de luz e a resina foi polimerizada em três estágios com a readaptação da camada protetora entre as fases de polimerização. Dez bases de cada grupo foram avaliadas 01 hora após a polimerização, e as dez restantes de ambos os grupos, foram avaliadas 07 dias após a polimerização. A adaptação foi verificada em microscópio digital (0,01mm, Fowler Ultra-Cal II, Sylvac, Suíça) e as medidas foram realizadas em três pontos: A, B, C, sendo A e C, pontos localizados na crista do rebordo alveolar, e, B localizado no palato. As mensurações nestes três pontos foram realizadas a uma distância de 05, 10, 15 e 20mm da região posterior do modelo. Os autores concluíram que a maior desadaptação ocorreu na região posterior correspondente ao palato, em todas as amostras; que a espessura da resina não influenciou o tamanho da fenda; e a técnica de fotopolimerização por camadas proposta neste estudo pode reduzir o tamanho da fenda na região posterior e a conseqüente desadaptação das bases de prótese de maneira significativa.

Teraoka & Takahashi, em 2000 estudaram o controle dos sistemas de polimerização e sua repercussão na adaptação das bases de próteses nos modelos por meio de três técnicas de processamento: (1) Resina DS processada por injeção de 120g/min de material fluído sob pressão de 3,5 Mpa durante 05 minutos e processada mediante controle de temperatura computadorizado nas duas porções da mufla; 55 °C preconizadas para porção superior da mufla que abriga os dentes da prótese e a metade inferior que contém grande parte do modelo de gesso com controle de 98°C, o resfriamento se deu sobre bancada por uma hora; (2) Sistema SR IVOCAP (Resina

Ivocap) ; (3) polimerização por energia de microondas. Quarenta e cinco próteses superiores foram feitas com três resinas para as três técnicas, dando origem a 03 grupos compostos por 15 próteses. Cada prótese foi seccionada na região de segundo molar paralela a borda posterior. Discrepâncias entre a base e o modelo de gesso foram mensuradas em 05 pontos: bordas protética direita e esquerda, cristas do rebordo residual direito e esquerdo, e linha média do palato. As mensurações foram realizadas imediatamente após a polimerização e após 30 dias de imersão em água a 37°C, através de microscópio de leitura (0,001, Nikon Corp.). Em complementação, 05 discos de resina com 60mm de diâmetro e 02mm de espessura de cada um dos três materiais processados em cada sistema foram examinados para absorção de água em dois estágios, e posteriormente foram utilizados para determinação da dureza. Para a determinação da temperatura de transição vítrea testou-se somente o sistema de injeção e a resina DS através da confecção de 02 discos de 30mm de diâmetro e 02mm de espessura. Os resultados demonstraram que as próteses confeccionadas com o novo sistema de polimerização obtiveram menores discrepâncias e melhor adaptação ao modelo quando comparadas com as próteses processadas com o sistema SR Ivocap e ao método de microondas. A quantidade de absorção de água dos discos de resina processados pelo sistema injetor foi menor tanto na mensuração imediata quanto após o armazenamento em água em 30 dias. Deste modo, foi concluído que o sistema de injeção é um método mais preciso de processamento de próteses em decorrência da resina ser injetada para o interior da mufla que já está previamente sofrendo aquecimento em suas duas partes em diferentes temperaturas e desta forma a polimerização se inicia imediatamente após a injeção.

Ganzarolli *et al.* em 2002 avaliaram efeito da sorção de água e dois diferentes tipos de resfriamento: (1) resfriamento convencional em bancada por 02 horas e, (2) resfriamento brusco em água corrente a 20°C por 45 minutos na adaptação final de 72 bases de próteses confeccionadas com três resinas acrílicas: a) Clássico –

resina termopolimerizável convencional, polimerizada por 90 minutos a 65°C e 90 minutos a 100°C); b) Acron – resina de polimerização em microondas em ciclo de 03 minutos a 500W de potência e c) Onda Ceryl – resina para polimerização de microondas em ciclo de 03 minutos a 40% da potência (360W), 4 minutos de período de pausa e 03 minutos a 90% da potência (810W). Setenta e dois modelos de gesso foram confeccionados a partir de um modelo padrão metálico, que foi moldado através de moldeiras individuais perfuradas com silicone de condensação (fluido). Bases de prova com 2,0mm de espessura foram construídas a partir de um sistema de plastificação a vácuo que permite que uma placa de PVC com esta espessura seja adaptada sobre o modelo de gesso através do vácuo. As bases de prótese foram divididas aleatoriamente em três grupos de 24 amostras, polimerizadas com os materiais supracitados, e avaliadas após a demuflagem e após um período de armazenamento em água por 30 dias. Os métodos utilizados para a verificação da desadaptação foram: a) Peso de silicone por adição (Express – 3M) interposto entre a base de resina e o modelo metálico; b) Mensuração da desadaptação entre o interior da base de resina e a superfície do modelo de gesso em 09 pontos diferentes do rebordo correspondentes às regiões: anterior, média e posterior. A sorção de água foi avaliada pela diferença da pesagem de cada amostra em balança analítica de precisão de 0,001g em ar e depois de 24 horas imersas em água. Os autores concluíram que o resfriamento brusco aumentou a desadaptação das próteses confeccionadas com as três resinas e após armazenamento em água as três resinas recuperaram a adaptação, sendo que na Acron este resultado foi mais evidente. Não houve diferenças significantes em relação à sorção de água indicando que o tipo de resfriamento não interferiu nesta propriedade.

Keenan *et al.*, em 2003, baseados na assertiva de que a técnica de injeção e polimerização e o processamento por energia de microondas reduzem as alterações dimensionais de resinas acrílicas, se propuseram a quantificar as mudanças dimensionais ocorridas em tais processamentos. Quarenta bases de próteses totais superiores foram

enceradas com dentes anatômicos. Dez espécimes para cada grupo foram distribuídos aleatoriamente. O Grupo I (controle) compreendia o processamento do molde por compressão e polimerização convencional (Resina Trevalon); o Grupo II processamento por injeção e polimerização convencional (Resina Sucess); o Grupo III processamento por injeção e polimerização por microondas (Acron MC) e o Grupo IV processamento por injeção e polimerização por microondas (Resina Microbase). As distâncias intermolar e as alterações de dimensão vertical de oclusão foram determinadas antes da polimerização e depois de armazenamento em água por 28 dias. Medidas em triplicatas foram feitas em cada ponto demarcadas no segundo molar com microscópio comparador (precisão de 0,005 mm). A dimensão vertical de oclusão foi medida entre os pontos demarcados nos ramos superior e inferior de um articulador através do uso de um micrômetro interno (precisão de 0,005 mm). Os resultados evidenciaram a contração de polimerização para os quatro grupos na seguinte proporção: Grupo I – 0,24%; Grupo II – 0,27%; Grupo III – 0,35% e Grupo IV – 0,37%. Não houve diferença estatística entre os grupos com relação às distâncias intermolares. Todos os métodos que utilizaram o sistema de injeção desencadearam o aumento da DVO (0,63 para 0,41 mm) quando comparados ao método convencional controle (0,74mm), mas somente o Grupo IV demonstrou diferenças significantes. Após o armazenamento em água por 28 dias todos os espécimes das respectivas técnicas de polimerização aumentaram a DVO (0,10% para 0,16%), mas não houve diferenças estatísticas entre os grupos. Os resultados obtidos permitiram concluir que mesmo com as limitações do estudo, a técnica de injeção levou a um leve aumento da DVO em relação à técnica convencional de polimerização, sendo significativa a diferença para resina Microbase comparada com o grupo controle convencional, a resina Trevalon. A implicação clínica direta deste estudo foca-se na inexistência de diferença clinicamente significativa na alteração dimensional durante a polimerização e armazenamento em água após o processamento destas resinas pela técnica de injeção e

polimerização convencional, evidenciando-se que há poucas vantagens em se utilizar a técnica de injeção em relação à técnica de compressão convencional.

2.3 Resistência ao Impacto

Beyli & Von Fraunhofer em 1981 realizaram um estudo das causas de fratura em resinas acrílicas através da consulta a 20 laboratórios de prótese acerca de dados de incidência de fratura e reparo. Tipicamente o índice de fraturas de próteses superiores em comparação com as inferiores é de 2:1, com as causas mais comuns, a pobre adaptação e perda da oclusão balanceada bilateral. O número de reparos em próteses totais e parciais removíveis foi o mesmo, embora a natureza diferente. O referido autor discute as possíveis interações entre os fatores causais que podem culminar na fratura das bases de próteses como, por exemplo, a associação biomecânica entre a deformação do material eleito para a confecção da base de prótese quando em função, com: os efeitos nos tecidos de suporte, o vedamento posterior, o deslocamento da prótese, o esquema oclusal adotado que afeta diretamente o modelo de distribuição de estresse e, a reabsorção do rebordo residual. O desequilíbrio de forças oriundo da pobre adaptação da prótese ou de seu deslocamento por sobrecargas excessivas tanto do ato mastigatório, quanto da deglutição podem culminar na fratura da mesma. A região da prótese que mais sofre fratura em decorrência dos efeitos biomecânicos indesejáveis da pobre adaptação é a linha média anterior, onde se localiza a região do freio labial e a região lingual dos incisivos. Alterações na própria base de prótese como, por exemplo, existência de trincas em decorrência de mau processamento ou sucessivas quedas, desgaste dental, alterações nos tecidos de suporte podem exacerbar as deformações da base de próteses submetidas a cargas de origem distintas. Durante o uso contínuo, outro fator que deve ser levado em consideração quando da relação entre deformação e carga aplicada à base de prótese é a absorção de água e saliva que promovem efeito direto na estabilidade dimensional das próteses e que nos primeiros três meses podem provocar alterações dimensionais lineares de 0,3% de uma crista do rebordo residual à outra, interferindo diretamente na susceptibilidade de deslocamento e por sua vez na fratura. Conclui o referido autor que a fratura é resultado do início ou

propagação de uma trinca e esta requer a presença de aumento de tensão ou de um ponto localizado de tensão, e ainda, alterações abruptas no contorno, pequenos orifícios (poros), inclusões, ranhuras profundas e tensão residual de processamento podem intensificar a tensão. Portanto, para a prevenção de fraturas, é necessário adotar-se técnicas de processamento que minimizem ou eliminem a tensão residual evitando desta maneira os defeitos de superfície, ou lançar mão de polímeros de alta resistência ao impacto, ou ainda promover o reforço em espessura da região anterior do palato da prótese.

Hayden em 1986 com a finalidade de avaliar a resistência à compressão de resinas para base de prótese até que as mesmas alcançassem o ponto de fratura, comparou o método de polimerização por energia de microondas com o método convencional. Para tanto, confeccionou bases de próteses totais com espessura de 02mm com 03 marcas comerciais de resinas termopolimerizáveis em 04 métodos de polimerização: 1) Lucitone, copolímeros de metil metacrilato na proporção de 30cc:10ml; 2) Lucitone 199, polimetilmetacrilato com partículas de borracha na proporção de 32cc:10ml; 3) Lux-Tt, polimetilmetacrilato na proporção de 30cc:09ml; a) banho de água aquecido a 163°F por 9 horas (ciclo longo); b) banho de água aquecido a 163° F por 1,5 horas (ciclo curto); c) energia de microondas a 700W por 2 minutos de cada lado da mufla; d) energia de microondas a 90 W por 6,5 minutos de cada lado do corpo de prova. Após a polimerização, as amostras foram refrigeradas por 30 minutos em ar e 15 minutos em água fria, para depois serem submetidas a testes de resistência à compressão em máquina de ensaio universal INSTRON. Segundo o autor, o banho de água no ciclo curto e o método de polimerização por energia de microondas apresentaram grandes diferenças. As bases confeccionadas pelo último método (d) apresentaram-se menos resistentes à compressão. A resina acrílica com partículas de borracha apresentou a maior resistência à compressão. O autor também concluiu que a menor resistência das amostras polimerizadas em microondas ocorreu devido à

polimerização rápida e conseqüente formação de cadeias curtas de polímeros de baixo peso molecular.

Com o advento do acréscimo de agentes de ligação cruzada na composição química do monômero das resinas acrílicas para base de prótese, Price em 1986 realizou um estudo para avaliar o efeito de oito diferentes agentes de ligação cruzada na resistência à tensão e ao impacto de um polímero linear. Estes agentes podem ser incorporados a polímeros lineares com objetivo de melhorar propriedades como a flexibilidade, dureza de superfície, resistência à temperatura e a resistência ao ataque por solventes. O monômero bifuncional mais empregado usualmente é o dimetacrilato etilenoglicol. Para a realização dos testes foram adicionados ao monômero de um polimetilmetacrilato linear oito diferentes agentes de ligação cruzada em concentrações diferentes, que eram diluídos no monômero segundo os graus de resistência à solvência de cada um. Os agentes e respectivas concentrações foram selecionados com o intuito de promover uma série de longas cadeias de ligações cruzadas e graus de flexibilidade. Para o teste de resistência ao impacto foram confeccionados 20 corpos-de-prova para cada grupo que foram submetidos a um mesmo ciclo de polimerização e posteriormente entalhados na sua região central, e subdivididos em 02 grupos, quais sejam: (1) levado ao teste com o espécime do lado entalhado; (2) levado ao teste em uma posição reversa, em que não se observa a atuação do entalhe na absorção de energia. Concluiu o referido autor que a confecção do entalhe não parece afetar os resultados de resistência ao impacto, mas mostra o aumento de sua sensibilidade quando do aumento da concentração dos agentes de ligação cruzada. Isto se explica, em virtude de que, o polímero, dependendo da seleção do agente de ligação cruzada, torna-se um material mais friável, seja ela pela alteração da disposição ou comprimento das cadeias lineares ou cruzadas; ou pela alteração do grau de flexibilidade. Assim, quando testados em condições orais os polímeros de ligações cruzadas com cadeias longas e flexíveis não mostraram uma redução notória no comportamento de absorção de

cargas, característica esta encontrada nos polímeros com agentes de ligação cruzada com cadeias curtas e inflexíveis. Dentre os agentes testados os dimetacrilatos, o etilenoglicol e polietilenoglicol 600, pareceram ser os que podem ser utilizados em altas concentrações com conseqüente melhora na resistência à solvência.

Oku, em 1988 desenvolveu um novo método para determinação das propriedades de impacto das resinas acrílicas. Para isto, utilizou uma máquina para teste de impacto modificada. Neste equipamento a força usada foi a força de inércia do pêndulo guiada por um volante e quantificada através de uma célula de carga para detectar a reação de força e um detector de velocidade. Esta instrumentação, segundo o autor, poderia retratar melhor a situação clínica por sua maior sensibilidade, pois os aparelhos consagrados com os métodos de Izod e Charpy requerem energia para movimentar o ponteiro de fricção e também arremessar a amostra fraturada. Para tanto, foram confeccionadas corpos-de-prova retangulares em resinas acrílica auto e termopolimerizáveis, com dimensões de 30x30x60mm e a profundidade do entalhe realizado nas amostras testadas foi de 20% da espessura do espécime original. As autopolimerizáveis permaneceram por 20 minutos a 40°C em atmosfera de N₂, enquanto que as termopolimerizáveis foram processadas em banho de água a 100°C durante 01 hora em atmosfera de gás de N₂. Ambas foram polidas com lixa de granulação 600. Os testes de impacto para as resinas termicamente ativadas foram realizados em 06 velocidades de impacto (8,0; 10,0; 13,5; 25,0; 50,0; e 75,0 cm/s) para todas as amostras com diferentes áreas de secção retangular (3,2; 4,8; 6,0 e 7,2 mm²) e diferentes distâncias entre os pontos suportes (1,0; 2,0; 3,0; 4,0 e 5,0 cm). As resinas autopolimerizáveis foram submetidas ao mesmo teste após 1 hora, 7 horas e uma semana do início da polimerização. Como controle foram utilizadas amostras com dimensões de 3x3 mm na secção transversal mantidas durante 05 horas a 110°C após a polimerização, e, a velocidade adotada para o teste de impacto foi de 13,5 cm/s. Concluiu o autor que: 1) Esta máquina de ensaio modificada com baixa velocidade foi

adequada para a realização dos testes, pois a mesma permitiu a movimentação das cadeias moleculares do material 2) Quando do aumento da área de secção transversal a resistência ao impacto das resinas termopolimerizáveis também aumentou; 3) Para as resinas termopolimerizáveis a resistência ao impacto diminuiu conforme decorreu o tempo após a polimerização.

Oku, em 1989, em continuação à sua pesquisa, avaliou o efeito da temperatura sobre a resistência ao impacto das resinas acrílicas, bem como variações desta propriedade com testes de fluência e determinação do monômero residual. As resinas, as técnicas de processamento, bem como a máquina de ensaio foram as mesmas utilizadas no estudo anterior, somente as dimensões das amostras foram alteradas para 40X3X3mm. Os resultados obtidos neste trabalho possibilitaram concluir que: 1) as resinas tiveram a resistência de impacto diminuída conforme a temperatura aumentou de 23°C a 60°C; 2) houve uma correlação positiva entre a resistência ao impacto e a liberação de monômero residual; 3) as resinas autopolimerizáveis apresentaram um aumento do módulo de elasticidade calculado a partir do resultado do teste de impacto aumentado, em conformidade com o aumento do tempo decorrido após a polimerização, confirmando os resultados encontrados no teste de fluência.

Smith *et al.*, em 1992, avaliaram as propriedades de dureza Knoop, indentação superficial Rockwell, resistência flexural, resistência ao impacto e módulo de elasticidade de 07 tipos de resinas polimerizadas por diversos métodos: 1) Accelar 20 (A) polimerizada a 100°C durante 20 minutos seguido de polimerização de microondas por 13 minutos a 90W acompanhado de 1,5 minutos a 500W; 2) Acron MC (AMC) polimerizada por energia de microondas por 03 minutos a 500W; 3) Compak 20 (C) polimerizada como o grupo 1; 4) Lucitone 199 (L) polimerizada a 74°C durante 09 horas seguida de polimerização em microondas por 20 minutos a 90W; 5) Permacyrl 20 (P20) polimerizada da mesma maneira que os grupos 1 e 3; 6) Perform (PF)

polimerizada a 45°C durante 30 minutos; e, 7) Triad (T) polimerizada por luz visível. Para avaliar a dureza Knoop amostras com dimensões de 70,0x10,0x1,5 mm foram confeccionadas e cortadas em metades longitudinais dando origem a 02 amostras com 35,0x10,0x1,5 mm, para que fossem utilizadas para a determinação da dureza Knoop em microdurômetro a 23°C com 20 penetrações com 0,98N de carga; e a outra submetida a indentação superficial Rockwell. Para a resistência flexural foram confeccionadas amostras nas dimensões de 70,0x10,0x3,0mm que foram submetidas ao registro da força de deflexão em máquina de ensaio universal INSTRON. Os resultados indicaram que as resinas A, AMC, C, P20, e PF apresentaram maiores valores de dureza e menores de resistência transversal, porém valores de resistência ao impacto menores que a resina L. A polimerização em microondas melhorou o módulo de elasticidade das resinas A e C e reduziu a resistência ao impacto de L, bem como pouco influenciou nestas propriedades em C e P20. Já a resina fotopolimerizável Triad apresentou maiores valores de dureza Knoop, menor indentação Rockwell e maior módulo de elasticidade. Com relação à resistência ao impacto a resina que apresentou os maiores valores foi a Lucitone 199 (modificada com borracha). Os autores ressaltam que as implicações clínicas destes achados não foram determinadas.

A resistência ao impacto e outras propriedades físico-químicas também foram analisadas por Del Bel Cury *et al.*, em 1994, utilizando 04 resinas polimerizadas por 03 métodos diferentes: A) Acron MC, resina formulada para polimerização por energia de microondas a 500W por 03 minutos; B) Lucitone 550 e Prothoplast Termic, resinas termopolimerizáveis através de banho de água quente por 12 horas a 73°C, e; C) Ortho-Class, resina quimicamente ativada polimerizada durante uma hora à temperatura ambiente. Os autores confeccionaram 10 amostras de 50,0x0,5 mm em forma de disco para o ensaio de sorção de água que foram colocadas em dessecador contendo sílica, e mantidos na estufa à temperatura de 37 ± 2°C até atingir peso constante para que fossem então pesadas para cálculo da sorção de água.

Posteriormente, as amostras foram imersas em água deionizada e mantidas em estufa a 37°C por 07 dias para serem novamente pesadas. No ensaio de solubilidade os discos foram recondicionados a um peso constante até que a variação não fosse superior a 0,5mg em 24 horas para então se proceder ao cálculo da solubilidade. Para o teste de resistência flexural e flexão máxima foram confeccionadas 10 amostras de 65,0x10,0x2,5mm que foram imersas em água deionizada e mantidas em estufa em temperatura de 37°C por 50 ? 2 horas; para que após este período fossem submetidas à avaliação em máquina de ensaio universal INSTRON com velocidade de deformação de 50mm/min. e carga de 10 kgf. Amostras idênticas foram utilizadas para a avaliação da resistência ao impacto em máquina Wolper com ação de impacto de 40 kpcm. Os resultados indicaram que as resinas diferiram entre si em relação às propriedades testadas, e, a resina polimerizada através de energia de microondas apresentou o mais baixo valor de resistência flexural. Assim, concluem os autores que estas diferenças observadas estão diretamente relacionadas ao método de polimerização e à composição das resinas em estudo, bem como sugerem a realização de novos trabalhos com o tempo e potência variados para o processamento através de energia de microondas.

Darbar *et al.*, em 1994 baseados na assertiva de que a fratura de próteses é um problema ainda não resolvido e que os reparos das mesmas implicam em alto custo para o governo, realizaram um estudo com o objetivo de documentar os tipos de fraturas encontradas em próteses e sua prevalência. Para tanto foram distribuídos questionários para três laboratórios de prótese dental de grande representatividade. Os laboratórios foram instruídos a completar os questionários para cada reparo recebido por um período de 03 meses durante o ano de 1992, e, além disso, determinar a causa da fratura através do questionamento do dentista e, com isso poder incluir um diagrama esquemático da fratura. Os resultados obtidos mostraram que 33% dos reparos realizados foram devido à falta de adesão dos dentes. Vinte e nove por cento foram

reparos de fraturas da linha média, mais comumente vista nas próteses totais superiores. Os 38% restantes foram outros tipos de fraturas, a maioria constituída de reparos nas próteses parciais superiores. Também foi observado o destacamento da sela de resina acrílica da estrutura metálica e fraturas dos conectores de todas as próteses parciais removíveis.

Blagojevic & Murphy em 1999 compararam a dureza, resistência ao impacto, módulo de elasticidade, monômero residual e temperatura de transição vítrea de polímeros homólogos sem agente de ligação cruzada (TS 1195 – homopolímero não pigmentado sem agente de ligação cruzada) com duas resinas acrílicas para base de prótese (Acron MC – resina com agente de ligação cruzada desenvolvida para microondas; Biocril NR – resina com agente de ligação cruzada de ligação para polimerização convencional). As três resinas foram polimerizadas por 02 métodos: (1) forno de microondas por 03 minutos a 600W e (2) banho de água quente por 14 horas a 70°C seguido por mais 03 horas á 100°C. Um estudo paralelo foi realizado com a resina Croform – resina autopolimerizável para reparos e reembasamentos – em duas condições: (1) somente processo de autopolimerização e (2) autopolimerização seguida de irradiação de microondas por 03 minutos a 600W. Os espécimes foram preparados através da inclusão de lacunas de metal em perpex de dimensões apropriadas para inclusão e conforme o teste a que seriam submetidas, e, posteriormente polimerizadas segundo as técnicas citadas anteriormente. Todas as muflas foram resfriadas em bancada por 30 minutos e armazenadas em água à temperatura de 37°C por 28 dias, com exceção daquelas destinadas aos testes de monômero residual que foram confeccionadas sem saturação. Os resultados para todos os testes indicaram que houve diferenças significantes nos coeficientes de variação das propriedades mecânicas de todos os materiais testados em relação às técnicas de processamento. O processamento por energia de microondas reduziu a dureza para as resinas TS 1195 e Acron MC, aumentou a resistência ao impacto da Acron MC e Croform, diminuiu o módulo de

elasticidade Young e a liberação de monômero residual para a Croform e também registrou elevação da temperatura de transição vítrea para esta resina. A polimerização convencional aumentou o módulo de elasticidade para TS 1195 e Acron MC, diminuiu a liberação de monômero residual para Biocril NR, Acron MC e TS 1195, e registrou elevação da temperatura de transição vítrea para estas três resinas. Frente a estes resultados os autores concluíram que apesar das vantagens oferecidas pelo método de processamento por energia de microondas, os equipamentos necessários para seu emprego no laboratório são relativamente caros, em especial as muflas; e que o método convencional de banho de água quente ainda é satisfatório do ponto de vista custo/benefício, e continua sendo empregado na confecção de bases de prótese, uma vez que polímeros de última geração vêm sendo desenvolvidos para utilização em ciclos de polimerização curtos.

Memon *et al.* em 2001, estudou a performance clínica de uma resina acrílica processada por uma técnica de moldagem por injeção associada à polimerização por energia de microondas. Para tanto comparou a resistência ao impacto, resistência transversa e o módulo flexural de três resinas para bases de prótese com composição química diferentes entre si. Foram confeccionados 10 espécimes de cada material para cada teste de acordo com as instruções do fabricante nos seguintes ciclos: (1) resina a base de poliuretano ativada por energia de microondas e processada pelo sistema de injeção em muflas específicas de fibras reforçadas em unidade injetora mantida sobre pressão de 550 kPa por 20 minutos e polimerização por 07 minutos de irradiação a 750W (Grupo experimental – Resina Microbase), (2) resina convencional para polimerização em microondas em muflas plásticas de fibra reforçadas irradiadas por 03 minutos a 500W (Resina Acron MC) e (3) polimetilmetacrilato termopolimerizável pela técnica de compressão processado em muflas metálicas convencionais em banho de água por 09 horas a 73°C (Resina Meliodent). Moldes de gesso pedra foram preparados a partir do vazamento de lâminas de Perpex no tamanho apropriado dentro

das respectivas muflas. Para o ensaio de resistência ao impacto, os espécimes foram confeccionados com as dimensões de 50mmx10mmx3mm sem confecção de entalhe; e determinada usando o ensaio de impacto tipo Charpy com pêndulo de 453,6g para os espécimes de Acron MC e Meliodent, e um pêndulo de 226,8g para a Microbase. Para o ensaio de resistência transversa os espécimes continham as dimensões de 64mmx10mmx2.5mm e foi determinada pela máquina de ensaio Instron pelo método dos três pontos, e a resistência transversa e o módulo flexural foram calculados automaticamente por um programa de computador. Antes de serem submetidos aos testes, os espécimes foram armazenados em água por 01 mês por 37°C. Os resultados demonstraram que houve diferença entre os três materiais para as três variáveis testadas e os espécimes de Microbase exibiram os menores valores de resistência ao impacto (6,3 kJ/m²) e de resistência transversa (66,2 MPa); com relação ao módulo flexural os espécimes de Meliodent foram os que apresentaram menor valor (2,355 MPa). Deste modo concluíram os autores que as resinas para base de prótese com polímero à base de poliuretano processados pelo sistema de injeção irradiadas pela energia de microondas não oferecem vantagens sobre as existentes, processadas por termopolimerização convencional e por microondas, entretanto aquelas tiveram uma rigidez comparável com as processadas por energia de microondas.

2.4 Morfologia de Fratura

Mecholsky em 1995 introduziu a fractografia como análise topográfica quantitativa de superfícies fraturadas no estudo dos materiais dentários. Esta análise é responsável pela determinação dos sítios de iniciação de fraturas e baseia-se em princípios mecânicos da fratura de materiais frágeis. Assim, as informações obtidas por intermédio deste teste incluem a identificação do tamanho e localização do início da trinca ou defeito, o estado entre a tensão e a propagação da falha, a existência ou não de uma tensão residual local ou global, a existência ou não de tensão por corrosão e o conhecimento das anormalidades locais de processamento que afetam o processo de fratura. Em seu estudo, o referido autor apresenta princípios básicos matemáticos que convalidam a preconização desta técnica, além de apresentar detalhadamente a metodologia preconizada, como a preparação do espécime, a observação e análise; para a aplicação dos princípios fractográficos e por fim demonstra a aplicabilidade do delineamento do teste à realidade. Em sua análise principiológica, salienta que existem três regiões características a serem observadas ao redor do ponto de origem de fratura dos materiais frágeis. A primeira região é relativamente lisa (espelho), a segunda é levemente pontilhada (névoa) e a terceira é mais grosseira (dilacerada). Esta última região leva à propagação macroscópica da trinca que é a bifurcação da trinca principal. A partir do raio da região do espelho apresentam-se os limites para a névoa e as regiões dilaceradas, pelos quais propagam-se a trinca respectivamente. Estas limitações podem ou não, serem simétricas a partir do ponto de origem dependendo da distribuição da tensão, forma da trinca ou da anisotropia elástica (nos casos de cristais unitários). Ressalta o referido autor, que a tensão residual devido aos tratamentos químicos ou térmicos influenciam a formação dos espelhos de fratura e sugere que os mecanismos principiológicos de fratura adaptados pelo mesmo para a análise comportamental microestrutural de materiais frágeis podem ser aplicados para descrever o efeito de tensão residual na formação das três regiões da trinca. Além disso, materiais

policristalinos, como por exemplo, os polímeros, podem exibir com frequência alteração na superfície topográfica da fratura como transição de trincas de propagação rápida para lenta; e em muitos materiais frágeis, esta alteração é caracterizada pela transição de uma propagação intergranular no regime lento de trinca para transgranular no regime rápido de trinca.

Hertzberg (1996), quando estuda os níveis de resistência dos materiais frente à distribuição de forças e tensões, atribui a dificuldade de definição do ponto de origem da fratura bem como sua sensibilidade à irreversibilidade da deformação plástica. E ainda ressalta que a instabilidade plástica e a localização do empescoamento podem ser influenciados por deformações adicionais oriundas de regiões com altas concentrações de tensões que não aquelas correspondentes ao ponto de origem da fratura, além de serem influenciadas pela dureza do material. O autor destaca que através do mapeamento da deformação do polimetilmetacrilato, este se caracteriza pela presença de deformações particulares onde sempre um caráter frágil é dominante em relação ao dúctil, em função da baixa liberação de energia quando da ruptura dos corpos-de-prova. Assim, a micromorfologia das trincas da superfície fraturada são interpretadas diferentemente dos metais, mas semelhanças existem quando do envolvimento do processo de clivagem verificado nas fraturas transcristalinas ao longo de planos cristalográficos e usualmente associado com a baixa energia de fratura. Este processo reflete diretamente o comportamento microestrutural do material. As facetas de clivagem são tipicamente superfícies planas e niveladas, embora elas possam refletir um platô paralelo e morfologia saliente. Com frequência, essas trajetórias de clivagem parecem como “modelo de rios” onde uma fina trajetória é vista emergindo progressivamente para dentro das mais largas. Acredita-se que o escoamento do “modelo de rio” acontece na direção da propagação microscópica da trinca. A deformação em muitos polímeros amorfos envolve a formação de trincas finas que contém microcavidades interligadas e fibrilas poliméricas alongadas (propagadas) na

direção à espessura da trinca. Subseqüentemente, a fratura então ocorre usualmente em dois estágios tipificados por uma região espelhada ou uma fratura macroscópica de aparência enevoada. A primeira zona é lisa e altamente reflectiva, é apropriadamente referida como área de espelho. A região de espelho também exhibe padrões coloridos que refletem a presença de uma camada de material (significância, substância da trinca) com um índice de refração diferente na superfície da fratura. Uma cor indica a existência de uma trinca unitária com espessura uniforme; uniões de franjas de várias cores refletem a presença de poucas camadas de trinca na superfície de fratura ou na trinca com espessuras variadas. A aparência da superfície de fratura dos polímeros semicristalinos depende da trajetória da trinca com respeito às características microestruturais subjacentes. Por exemplo, uma trinca pode possuir uma trajetória de interesferulítica ou passar através de um esferulite em torno de uma direção tangencial ou radial. Quatro possíveis trajetórias da trinca através ou ao redor de um esferulite são possíveis quando de uma trinca de propagação rápida. Trajetórias de fratura completamente interesferulítica é observada quando a velocidade de propagação da trinca é baixa. Deve ser notado, segundo o referido autor que evidências fractográficas para as falhas transesferulíticas e interesferulíticas podem ser obscuras em virtude da distorção, extensa e prévia a deformação do polímero, além do reconhecimento de detalhes característicos da microestrutura subjacente.

Smith, em 1998 ao descrever o comportamento de fraturas dos materiais poliméricos afirma que tal como ocorre nos metais, estas podem ser consideradas como frágil, dúctil ou intermediária em relação aos dois extremos. Os termoplásticos podem fraturar-se de maneira frágil ou dúctil, se a mesma ocorrer abaixo da temperatura de transição vítrea, então o modo de fratura é essencialmente frágil, enquanto que se a fratura tiver lugar a uma temperatura superior à de transição vítrea, o seu modo de fratura será dúctil. Tanto a temperatura como a velocidade de extensão afetam o comportamento da fratura dos termoplásticos, com as velocidades de deformação baixa

permite-se o realinhamento das cadeias moleculares. A energia requerida para fraturar um material polimérico amorfo frágil, como polimetilmetacrilato (PMMA), é cerca de 1000 vezes superior à energia que seria necessária se a fratura envolvesse apenas a quebra simples das ligações carbono-carbono, num plano de fratura. Deste modo, os materiais poliméricos vítreos como o PMMA, são mais tenazes que os vidros orgânicos. A energia adicional requerida para fraturar os termoplásticos vítreos é muito mais elevada porque se formam regiões distorcidas designadas por esfarrapamentos (*crazes*) antes de ocorrer à fratura. Um esfarrapamento num termoplástico vítreo ocorre numa região do material submetida a uma elevada concentração de tensões e consiste no alinhamento das cadeias moleculares combinada com uma elevada densidade de vazios dispersos. Se a tensão for suficientemente elevada uma fissura forma-se a partir do esfarrapamento. À medida que a fissura se propaga ao longo da região esfarrapada, a concentração de tensões na ponta da fenda estende-se ao longo do comprimento do esfarrapamento. O trabalho efetuado no alinhamento das moléculas poliméricas no interior do esfarrapamento é a causa do trabalho relativamente elevado que é requerido para fraturar os materiais poliméricos vítreos. A temperaturas superiores à transição vítrea os termoplásticos podem apresentar deformação plástica antes da fratura caracterizando uma fratura dúctil. Durante a deformação plástica as cadeias moleculares desenrolam-se, escorregam umas sobre as outras, aproximam-se e alinham-se gradualmente segundo as direções da tensão aplicada. Eventualmente, quando a tensão aplicada às cadeias se torna elevada, as ligações covalentes das cadeias principais quebram-se e ocorre a fratura do material.

Callister(a) (2002), quando estuda o mecanismo de falhas dos materiais empregados em engenharia atribui o seu desenvolvimento à seleção e processamento inapropriado dos mesmos. Para a prevenção deste processo, requerem-se conhecimentos sobre o comportamento das fraturas simples (dúctil e frágil), fundamentos da mecânica de fratura, ensaios de impacto, a transição dúctil-frágil, fadiga

e fluência. A fratura simples consiste na separação de um corpo em dois ou mais pedaços em resposta a uma tensão imposta que possua natureza estática e a temperaturas que são baixas quando comparadas à temperatura de fusão do material. A classificação dos modos de fratura em dúctil e frágil está baseada na habilidade de um material em experimentar uma deformação plástica. Os materiais dúcteis exibem tipicamente uma deformação plástica substancial com grande absorção de energia antes da ocorrência de fratura. Por outro lado, existe pouca ou nenhuma deformação plástica com baixa absorção de energia acompanhando uma fratura frágil. Para este autor, os termos dúctil e frágil são termos relativos, se uma fratura é dúctil ou frágil, depende da situação. A ductibilidade pode ser quantificada em termos do alongamento percentual e da redução da área percentual, além de ser uma função da temperatura do material, da taxa de deformação e do estado de tensão. Materiais dúcteis também podem falhar de uma maneira frágil assim como, os frágeis de uma maneira dúctil. Qualquer processo de fratura envolve duas etapas, a formação e a propagação de trincas, em resposta à imposição de uma tensão. A modalidade de fratura é altamente dependente do mecanismo de propagação da trinca. A fratura dúctil é caracterizada por uma extensa deformação plástica na vizinhança de uma trinca que está avançando e freqüentemente estável. Em uma fratura frágil, as trincas podem se espalhar de uma maneira extremamente rápida com um acompanhamento de muito pouca deformação plástica. Tais trincas podem ser chamadas de instáveis, e a propagação da trinca uma vez iniciada irá continuar espontaneamente sem um aumento na magnitude da tensão aplicada. As superfícies de fratura dúctil possuem características próprias tanto a nível macroscópico quanto no nível microscópico. Materiais altamente dúcteis empescoçam até uma fratura pontual apresentando virtualmente uma redução de 100% na área. A fratura frágil ocorre sem qualquer deformação apreciável e através de uma rápida propagação de trinca. A direção do movimento da trinca está muito próxima de ser perpendicular à direção da tensão de tração aplicada e produz uma superfície de fratura relativamente plana e ausente de deformação plástica generalizada. A fratura frágil em materiais

amorfo produz uma superfície relativamente brilhante e lisa. Para a maioria dos materiais cristalinos frágeis, a propagação da trinca corresponde à quebra sucessiva e repetida de ligações atômicas ao longo de planos cristalográficos específicos; tal processo é conhecido por *clivagem*. Este tipo de fratura é chamado de transgranular ou transcristalino, uma vez que as trincas de fratura passam através dos grãos. Macroscopicamente, a superfície de fratura pode ter uma textura granulada ou facetada, como resultado de mudanças na orientação dos planos de clivagem de um grão para outro grão. Quando do estudo da mecânica da fratura importante se faz ressaltar que durante a propagação de uma fissura existe a liberação de uma energia de deformação elástica, ou seja, uma parte da energia é armazenada no material à medida que ele é elasticamente deformado. Além disso, durante o processo de extensão da trinca são criadas nas faces de uma trinca novas superfícies livres que darão origem a um aumento na energia de superfície do sistema. Este comportamento se verifica para a maioria dos metais e muitos polímeros que de fato experimentam alguma deformação plástica durante a fratura, dessa forma a extensão da trinca envolve mais do que a geração de somente um aumento na energia superficial. Ensaio de resistência ao impacto são utilizados para se determinar as características dos materiais em virtude de que os resultados de tração em laboratório não podem ser extrapolados para prever o comportamento de fraturas. As condições dos ensaios por impacto são escolhidas para representar condições mais severas em relação ao potencial de ocorrência de uma fratura, quais sejam, (1) deformação a uma temperatura relativamente baixa, (2) elevada taxa de deformação, e (3) um estado de tensão triaxial (que pode ser introduzido pela presença de um entalhe). Variáveis que incluem o tamanho e o formato do corpo-de-prova, bem como a configuração e a profundidade do entalhe, influenciam os resultados dos testes. Os resultados dos ensaios de impacto, por outro lado, são de natureza qualitativa e de uso restrito quando os objetivos estão ligados a um experimento. As energias de impacto são de interesse relativo, difíceis de se estabelecer

comparações, pois os valores absolutos possuem pouco significado quando da tentativa de correlacioná-los com outros experimentos.

Para que se entenda o processo de fratura nos polímeros é preciso se conhecer o comportamento molecular das estruturas poliméricas. Este é descrito por Callister(b) (2002) que ressalta que as características mecânicas e térmicas dos polímeros são correspondentes à habilidade dos segmentos das cadeias poliméricas em experimentar uma rotação em resposta à aplicações de tensões ou vibrações térmicas. O estado cristalino pode existir nos materiais poliméricos, mas como este estado envolve moléculas ao invés de átomos ou íons como ocorre nos metais e nas cerâmicas, os arranjos atômicos são mais complexos. Assim, segundo Callister, a cristalinidade dos polímeros deve ser compreendida como o empacotamento de cadeias moleculares de modo tal a produzir uma matriz atômica ordenada. As estruturas cristalinas podem ser especificadas em termos de células unitárias com frequência bastante complexas. Além de poderem ser inteiramente amorfos, os polímeros podem também exibir uma cristalinidade virtualmente total ou parcial, nesse último caso, as regiões cristalinas encontram-se dispersas no interior das áreas amorfas. O grau de cristalinidade de um polímero depende da taxa de resfriamento durante o processo de solidificação e da configuração da cadeia. A cristalinidade é facilitada no caso dos polímeros que são quimicamente simples e que possuem estruturas de cadeia regulares e simétricas. No caso dos polímeros lineares, a cristalização é realizada com facilidade, pois não existem virtualmente quaisquer restrições que impeçam o alinhamento das cadeias. Quaisquer ramificações laterais que estejam presentes interferem na cristalização, de modo tal que os polímeros ramificados nunca apresentam elevado grau de cristalinidade. De fato, a presença excessiva de ramificações pode impedir por completo a ocorrência de um processo de cristalização. Os polímeros em rede são quase totalmente amorfos, enquanto são possíveis vários graus de cristalinidade para aqueles polímeros que apresentam ligações cruzadas. Em relação aos estereoisômeros, os polímeros atáticos

são difíceis de serem cristalizados; entretanto os polímeros isotáticos e sindiotáticos cristalizam muito mais facilmente, pois a regularidade da geometria dos grupos laterais facilita o processo de “encaixe” das cadeias adjacentes. Além disso, quanto maiores e mais volumosos forem os grupos de átomos que se encontram ligados, menor será a tendência de uma cristalização. Em certo grau, as propriedades físicas dos materiais poliméricos são influenciadas pelo grau de cristalinidade. Os polímeros cristalinos são geralmente mais fortes, além de mais resistentes à dissolução e ao amolecimento pelo calor.

Callister(c) (2002) quando estuda o mecanismo de falhas nos polímeros salienta que a compreensão dos mecanismos da deformação dos polímeros é importante para verificar as características mecânicas desses materiais. A rigidez e a resistência são propriedades importantes para os fenômenos de deformação plástica e elástica. A resistência a fratura dos materiais poliméricos é baixa quando comparada a dos metais e das cerâmicas. Como regra geral, o modo de fratura em polímeros termofixos é frágil, e associada com o processo de fratura está a formação de trincas nas regiões onde existe uma concentração localizada de tensões (riscos, entalhes e falhas afiladas). As ligações covalentes na estrutura em rede ou com ligações cruzadas são rompidas durante a fratura. No caso dos polímeros termoplásticos, tanto a fratura dúctil como a fratura frágil são possíveis, e muitos desses materiais são capazes de experimentar uma transição dúctil-frágil. Os fatores que favorecem uma fratura frágil são redução na temperatura, aumento na taxa de deformação, presença de um entalhe afilado, maior espessura da amostra e, adicionalmente, modificação da estrutura dos polímeros (química, molecular e/ou microestrutural). Os termoplásticos vítreos são frágeis a temperaturas relativamente baixas; a medida que a temperatura aumenta eles se tornam dúcteis na vizinhança de suas temperaturas de transição vítrea e experimentam um escoamento plástico antes da fratura. Este comportamento é o encontrado quando da análise das características de tensão-deformação do polimetilmetacrilato, onde a 4°C

ele é totalmente frágil e a 60°C ele se torna extremamente dúctil. Quando são submetidos a condições de cargas de impacto, um material polimérico pode exibir fraturas dúcteis ou frágeis, dependendo da temperatura, do tamanho da amostra, da taxa de deformação e do modo de carregamento. Tanto os polímeros cristalinos como os polímeros amorfos são frágeis a baixas temperaturas, e ambos possuem resistência ao impacto relativamente baixa. Entretanto, eles experimentam uma transição dúctil-frágil ao longo de uma faixa de temperaturas relativamente estreita. O estudo de morfologia de fratura dos materiais poliméricos vem ganhando grande importância quando da investigação da efetividade do emprego de diferentes técnicas de processamento dos mesmos. Este estudo permite a análise microestrutural da superfície interna de um material, além de determinar o sucesso do mesmo ou a detecção de falhas intrínsecas. As técnicas de análise de superfície também correlacionam as propriedades de superfície em si como: estrutura química, hidrofobicidade, morfologia e topografia, bem como a performance biológica do material com o intuito de se buscar adequada caracterização, quando da modificação ou criação de uma técnica de processamento.

Estudos recentes vêm se preocupando com a difusão destes conceitos demonstrando a aplicabilidade dos métodos de análise de superfície para a caracterização de biomateriais poliméricos, bem como as limitações de cada um deles. Merret *et al.* (2002) realizaram um levantamento acerca de todas as técnicas de microscopia utilizadas na análise de superfície dos biomateriais e estas incluem: microscopia eletrônica de varredura, microscopia eletrônica de transmissão, microscopia de força atômica e microscopia confocal. Além disso, é necessário a combinação dos métodos de caracterização de superfície, dadas as limitações técnica e prática do estudo de caracterização. Deste modo também se ressalta a aplicabilidade das técnicas espectroscópicas que incluem: espectroscopia de raio-x de fotoelétrons com

capacidade de mensuração de ângulos de contato que se torna útil para avaliação da hidrofobicidade e hidrofiliabilidade de superfície.

Kim *et al.*, em 2002 demonstrando a mesma preocupação no sentido de que pouca informação existe com relação à morfologia e quantificação (carregamento) de cargas em compósitos e seus respectivos efeitos nas propriedades mecânicas e resistência a fratura; realizaram um estudo com a finalidade de: (1) classificar os compósitos comerciais de acordo com a morfologia de carga; (2) avaliar a influência da morfologia de carga e o carregamento e (3) avaliar o efeito da morfologia de carga e carregamento na dureza, resistência flexural, módulo flexural e resistência a fratura nos compósitos contemporâneas. A microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia de energia dispersiva foi usada para classificar três espécimes de cada grupo de 14 compósitos comerciais em 04 grupos de acordo com a morfologia de carga. Os espécimes de 5 x 2,5 x 15mm foram derivados de amostras fraturadas depois do teste de resistência a fratura. O conteúdo do peso da carga foi determinado por um método estandarizado de cinzas e o conteúdo do volume foi calculado usando a porcentagem de peso molecular e densidade de carga e componentes da matriz. A microdureza foi mensurada através de teste de dureza Vickers e a resistência e módulo flexural foram medidos com uma máquina de ensaio universal. O teste de flexão em três pontos foi utilizado para determinar a resistência a fratura de cada compósito. Os resultados possibilitaram classificar os compósitos em quatro categorias de acordo com a morfologia de carga: pré-polimerizada; em forma ou contorno irregular; pré-polimerizada e contorno irregular e partículas esféricas. O carregamento de carga foi influenciado pela morfologia de carga. As partículas de carga pré-polimerizadas demonstraram menor conteúdo de carga (25% de 51% do volume de carga) enquanto que as partículas esféricas, um alto conteúdo de carga (59% de 60% do volume de carga). As propriedades mecânicas dos compósitos foram relacionadas para seu conteúdo de carga. Compósitos com alta carga por volume exibiram alta resistência

flexural (120 a 129 MPa), módulo flexural (12 a 15 GPa) e dureza (101 a 117 VHN). A resistência a fratura também foi afetada pelo volume de carga, mas a resistência máxima foi encontrada para um nível de referência de aproximadamente 55% do volume de carga. Assim sendo os autores concluíram que dentro das limitações do estudo, os compósitos comerciais testados puderam ser classificados por sua morfologia de carga. Esta propriedade influenciou o carregamento; e ambos a morfologia de carga e carregamento influenciaram a resistência flexural, módulo flexural, dureza e resistência á fratura.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo da presente pesquisa foi avaliar: a) a desadaptação, em três pontos na região posterior, de bases de prótese; b) a resistência ao impacto, e c) a morfologia de fratura da resina *Onda Cryl*, quando polimerizada em ciclo alternativo e compará-la quando polimerizada com o ciclo do fabricante.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Esta pesquisa laboratorial consistiu na avaliação de um ciclo alternativo de polimerização ao do fabricante para a resina acrílica *Onda Cryl*. Com esse objetivo foram variáveis dependentes deste estudo: alteração dimensional, resistência ao impacto e análise qualitativa e quantitativa da morfologia de fratura. Para tanto, foram confeccionadas 20 bases de prótese em resina acrílica submetidas ao teste de alteração dimensional em 2 períodos: 24 horas após a desinclusão e 30 dias após armazenamento em água. Para o teste de resistência ao impacto pelo método Charpy, 40 espécimes com as dimensões de 65x10x2,5mm foram fraturados, e os 80 fragmentos obtidos foram submetidos a análise fractográfica macro e microscópica. Posteriormente realizou-se a análise do comportamento microestrutural desta resina acrílica em microscopia eletrônica de varredura através da interpretação e comparação configuracional das fraturas. Os dois ciclos de polimerização, objeto deste estudo, variáveis independentes, foram os seguintes:

Grupo I – polimerização em forno microondas no ciclo proposto pelo fabricante, que consiste em 03 minutos a 40% da potência do forno de microondas, seguidos de 04 minutos de pausa e mais 03 minutos a 90% da potência.

Grupo II – polimerização em forno microondas em um ciclo alternativo com eliminação do tempo de pausa recomendado pelo fabricante (VASCONCELOS *et al.*, 2003) que consiste na polimerização durante 06 minutos a 70% da potência do forno.

4.2 PREPARO DAS AMOSTRAS

4.2.1 Teste de alteração dimensional

Um modelo metálico de cobre-alumínio simulando uma maxila edêntula com uma delimitação ao longo de todo o bordo (correspondente à extensão da base da prótese) e três projeções metálicas (parafusos MAQ c/cil. 2,5 espessura x 10 comprimento), uma na região anterior e duas na região posterior (localizadas na região dos dentes molares de cada hemiarco) foi utilizado para o preparo das amostras (Fig.1). A finalidade das projeções metálicas é garantir a correta recolocação das bases de próteses sobre o modelo metálico considerado como padrão. Este modelo metálico foi moldado com material a base de siloxano hidrofílico quadrifuncional de baixa viscosidade (AQUASIL ULV, Dentsply De Trey, Konstanz, Alemanha) manipulado de acordo com as instruções do fabricante.



Fig.1. Modelo mestre metálico com projeções.

Para tanto, foi confeccionada uma moldeira individual em resina acrílica autopolimerizável (ARTIGOS ODONTOLÓGICOS CLÁSSICO LTDA, São Paulo, Brasil) que propiciou a espessura de aproximadamente 5,0 mm para o material de impressão. Para assegurar a retenção do material de moldagem na moldeira individual utilizou-se o adesivo específico (SILFIX – Dentsply De Trey, Konstanz, Alemanha) para o material de moldagem eleito. Realizada a moldagem, o molde contendo as projeções metálicas foi vazado com gesso pedra tipo III (HERODENT, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil), utilizando as proporções indicadas pelo fabricante. Após uma hora, o modelo foi separado do molde e recortado. Desta forma foram confeccionados 20 modelos de gesso simulando uma maxila edêntula (Fig.2).



Fig.2. A – Molde contendo as projeções metálicas; B – Modelo mestre e Modelo duplicado.

Após a confecção dos modelos de gesso procedeu-se ao preparo das bases-de-prova e inclusão dos mesmos. O sistema a vácuo BIO-ART (PLASTIVAC P5 - BIO-ART EQUIPAMENTOS ODONTOLÓGICOS LTDA, São Paulo, Brasil) foi utilizado para padronização da espessura de todas as bases-de-prova. Neste sistema, uma placa de PVC (BIO-ART EQUIPAMENTOS ODONTOLÓGICOS LTDA, São Paulo, Brasil) com espessura de 2,0 mm (Sykora & Suttow, 1996) foi aquecida, e após a

plastificação por um período de aproximadamente 1 minuto e 45 segundos, a mesma foi adaptada sobre o modelo de gesso com o uso do vácuo (Hanaa & Adel, 1995; Ganzarolli *et al.*, 2002).

Após o resfriamento, a placa de PVC foi recortada com broca de Carbetto de Tungstênio (Maxicut), cuja extensão foi determinada seguindo a limitação imposta pelo modelo metálico. Desta forma, foram construídas as bases-de-prova sobre os 20 modelos de gesso (Fig.3).



Fig.3. Modelo Duplicado com Placa- Base de PVC de 2mm.

A seguir, os conjuntos modelo de gesso e base-de-prova foram incluídos em gesso pedra tipo III (HERODENT, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil), previamente pesado em balança analítica de precisão (MODELO JK200, MARCA CHYO) e misturado com água nas proporções indicadas pelo fabricante (30 ml de água para 100g de pó), em muflas plásticas para microondas (ARTIGOS ODONTOLÓGICOS CLÁSSICO LTDA, São Paulo, Brasil). Após a cristalização do gesso a sua superfície foi lixada com lixas de óxido de alumínio de granulação 600 até a obtenção de uma superfície lisa. A seguir, as projeções metálicas do modelo foram protegidas com o uso de cera extra dura para escultura dental (KOTA Ind. e Com., São Paulo, Brasil), e o

conjunto modelo de gesso incluído e base-de-prova foi isolado com vaselina pastosa. A seguir o gesso foi vertido na contra-mufla, que foi fechada, levada à prensa hidráulica de bancada (DELTA MÁQUINAS ESPECIAIS), e mantida sob pressão de ½ tonelada durante 30 minutos.

Após a cristalização do gesso, a mufla foi aberta, e a base-de-prova removida. A seguir, ambas as partes da mufla foram lavadas com água e detergente neutro com o auxílio de uma escova macia. Desta forma foram obtidas as cavidades dos moldes para confecção das bases de prótese em resina acrílica (Fig.4).

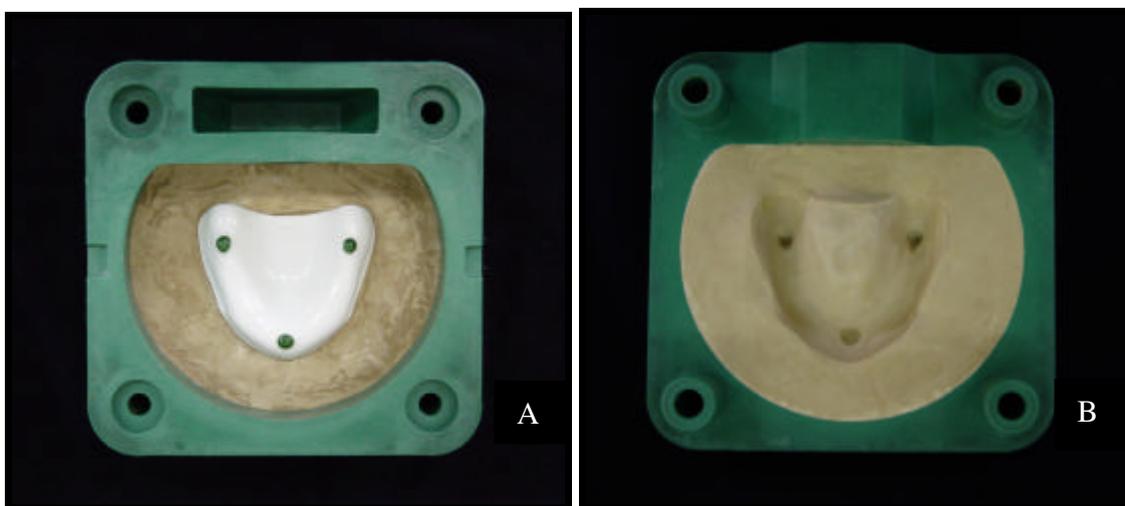


Fig.4. Muflas. A- Demonstração da inclusão da placa base; B- Cavidade moldada.

A resina acrílica para microondas na cor rosa claro com veios *Onda Cról* (ARTIGOS ODONTOLÓGICOS CLÁSSICO LTDA, São Paulo, Brasil), foi preparada conforme instruções do fabricante, e na fase filamentosa foi inserida nas cavidades do molde até seu preenchimento total. As muflas foram fechadas e comprimidas vagarosamente em prensa hidráulica de bancada sob pressão de 1,0 tonelada durante 30 minutos. Após este período, as muflas foram aleatoriamente divididas em dois grupos de 10 elementos. A seguir foram levadas individualmente ao

forno de microondas CONTINENTAL de 900W, e posicionadas verticalmente no centro do prato giratório, a fim de receber os tratamentos descritos no delineamento experimental.

Terminado o ciclo de polimerização, as muflas foram resfriadas sobre bancada durante 2 horas e quando abertas, as bases de prótese obtidas sofreram acabamento com broca de Carbetto de Tungstênio (Maxicut) até o limite estabelecido pelo modelo metálico, e mantidas em ambiente com 100% de umidade relativa por 24 horas. Decorrido este período, cada grupo contendo 10 bases de prótese foi submetido às avaliações de alteração dimensional imediatamente após sua confecção, posteriormente as mesmas bases de prótese foram novamente avaliadas após trinta dias de imersão em água à 37°C.

4.2.2 Teste de resistência ao impacto

As amostras para o teste de resistência ao impacto foram obtidas a partir de matrizes metálicas, no formato retangular e com as dimensões de 65x10x2,5mm, em conformidade com a especificação nº 12 da A.D.A. Estas matrizes metálicas foram moldadas com silicone laboratorial (ZETA LABOR, Zhermack S.p.A., Itália) através de sua fixação em um dispositivo, com a finalidade de padronizar as distâncias entre as mesmas segundo a técnica descrita por DEL BEL CURY *et al.* (2001) (Fig. 5).



Fig.5. Dispositivo para confecção do molde em silicone das matrizes metálicas.

Posteriormente, o conjunto molde de silicone e matrizes metálicas devidamente posicionadas em suas respectivas cavidades foram incluídas. Para tanto, primeiro foi preenchida a base da mufla para microondas (ARTIGOS ODONTOLÓGICOS CLÁSSICO LTDA, São Paulo, Brasil) na sua totalidade utilizando gesso pedra tipo III (HERODENT, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil), na proporção de 100g/30ml de água, espatulado a vácuo (POLIDENTAL, Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil.) durante 60 seg. O molde de silicone foi centralizado na mufla respeitando a distância mínima de 5,0 mm em relação às bordas internas, seguindo as normas técnicas da British Standarts Institution (n° 2487:1989).

Após a cristalização do gesso, a contra-mufla foi posicionada e uma camada de $\pm 3,0$ mm de silicone laboratorial (ZETA LABOR, Zhermack S.p.A., Itália) foi acomodada sobre toda a superfície da mufla, cobrindo-se tanto o gesso como o molde de silicone que continha as matrizes metálicas posicionadas em suas cavidades. Em seguida, nova camada de gesso pedra tipo III (HERODENT, Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil) foi manipulado e vertido no interior da contra-mufla até seu preenchimento total. Dessa forma, todas as faces das amostras estiveram em contato com o silicone.

As muflas foram então mantidas sob pressão em prensa hidráulica durante 01 hora. Após a presa final do gesso, as muflas foram separadas e as matrizes metálicas removidas, obtendo-se as cavidades moldes para confecção dos corpos-de-prova em resina (Fig.6).

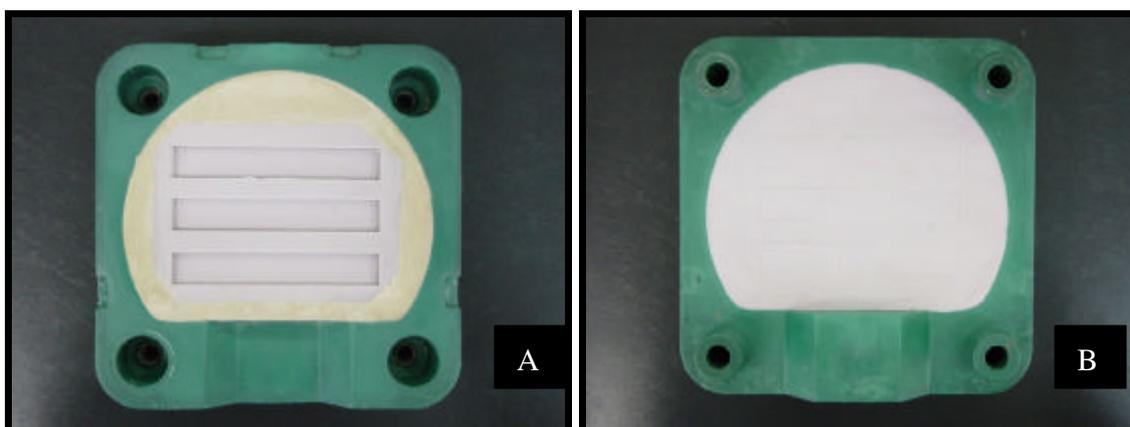


Fig.6. A- Muflas demonstrando o correto posicionamento das cavidades pré-moldadas a partir das matrizes metálicas B- Contra-mufla com silicone de inclusão.

A seguir, ambas as partes do gesso e silicone de inclusão foram lavadas com água e detergente neutro com auxílio de uma escova macia, e, a superfície do gesso da mufla foi recoberta com uma fina camada de isolante para resina Al Cote (Dentsply Ind. e Com. Ltda, Rio de Janeiro, Brasil). A resina acrílica *Onda Cryl* (ARTIGOS ODONTOLÓGICOS CLÁSSICO LTDA, São Paulo, Brasil) foi então preparada conforme instruções do fabricante e inserida nas cavidades do molde. As muflas foram fechadas e comprimidas vagarosamente em prensa hidráulica de bancada sob pressão de 1,0 tonelada durante 30 minutos.

Posteriormente, as muflas foram retiradas da prensa de bancada, parafusadas e levadas individualmente ao forno de microondas CONTINENTAL de

900W, equipado com prato giratório, e polimerizadas de acordo com os ciclos descritos no delineamento experimental.

Após a polimerização, as muflas foram resfriadas sobre a bancada durante 02 (duas) horas, foram abertas, os corpos-de-prova retirados e submetidos ao acabamento inicial com lixa de óxido de alumínio com granulação 220 e 320 com a finalidade de remover os excessos, e posteriormente com granulação decrescente de 600 a 1200 sob refrigeração de água corrente em politriz AROTEC APL-4, até alcançarem as dimensões estabelecidas para o experimento, aferidas por um paquímetro digital (Mitutoyo).

A seguir, todos os corpos-de-prova foram limpos em ultra som (THORTON) durante 02 minutos com água destilada, armazenados em frascos identificados e aleatoriamente separados por grupos, contendo 300ml de água destilada à temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ por 48 horas ± 02 horas. Após este período foram submetidos ao teste de resistência ao impacto. Desta forma, foram confeccionados 20 corpos-de-prova para cada grupo, conforme descrito anteriormente (Fig. 7).

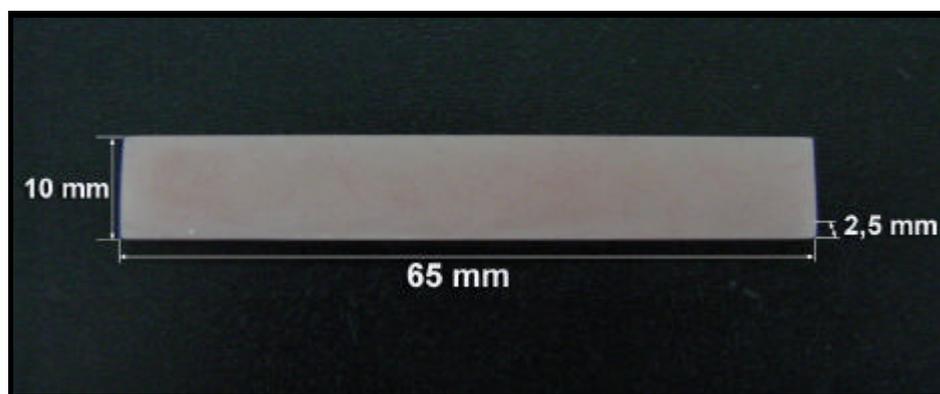


Fig.7. Corpo- de- prova para o teste de resistência ao impacto.

4.3 AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL

A avaliação da adaptação das bases de prótese foi realizada através da medida da espessura de um material de moldagem a base de siloxano hidrofílico quadrifuncional de viscosidade ultra leve (AQUASIL ULV – Dentsply, Konstanz, Alemanha), interposto entre o modelo mestre metálico e as bases de prova obtidas em resina acrílica. A quantidade de material dispensado para mensuração da desadaptação de cada base de prótese foi de aproximadamente 1,0cm do cartucho do material. Preenchida a base de prótese com o material de moldagem, a mesma foi reposicionada no modelo padrão metálico e sobre o conjunto base de prótese – modelo metálico colocou-se um peso de 1,5Kg (Fig. 8). Para as mensurações após 30 dias de armazenamento em água a 37°C, uma nova camada de material de moldagem foi interposta entre a base de prótese e o modelo mestre metálico.

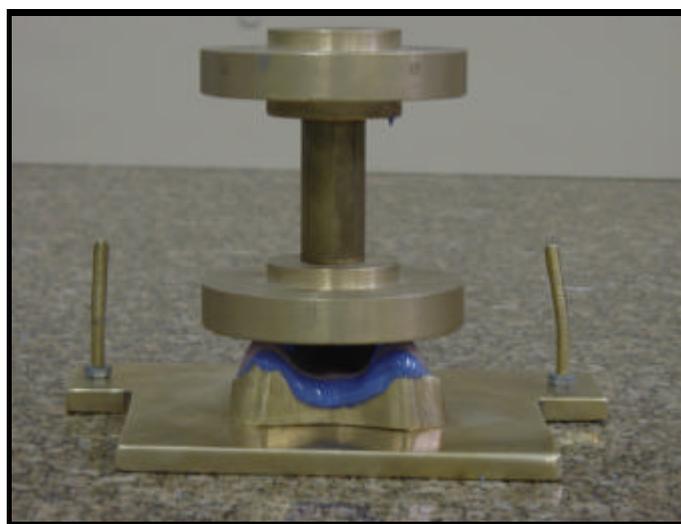


Fig.8. Demonstração do teste de alteração dimensional – Posicionamento do peso.

Após a polimerização do material de moldagem, o excesso foi recortado com uma lâmina de bisturi nº 15c, obedecendo-se o limite de extensão estabelecido no modelo metálico.

As medidas da espessura do material de moldagem foram então efetuadas em 03 pontos pré-determinados no modelo metálico: sobre a crista do rebordo alveolar direito (A), sobre a crista do rebordo alveolar esquerdo (C); e na linha mediana entre ambos (B) (Boberick & McCool, 1998; Ganzarolli *et al*, 2002) (Fig. 9).

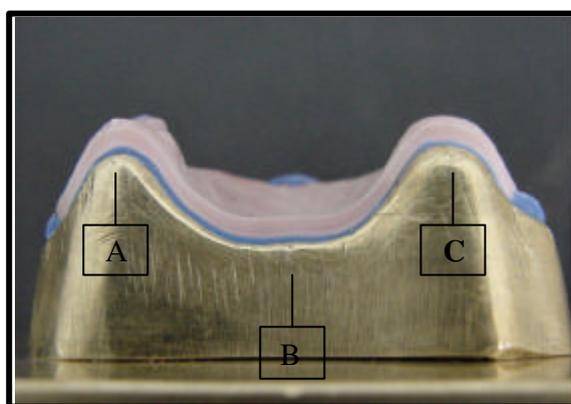


Fig.9. Demonstração dos pontos a serem mensurados A, B, C.

A espessura do material foi mensurada através da imagem obtida por uma lupa estereoscópica (MODELO IEICA MZ 6, Heebrugg, Suíça) no aumento de 12,5 vezes (Fig. 10), que foi então capturada com o auxílio de uma câmera digital colorida (SANSUNG, modelo SCC - 131, Coréia) e transmitida ao microcomputador (Microcomputador Processador Pentium III). Através do software para a análise de Imagens Image Pró Plus 1.4 (Media Cybernetics,, Maryland, EUA) a espessura foi avaliada através de uma escala de calibração em micrômetros (μm). Para cada ponto avaliado uma imagem foi gerada, portanto para mensuração da desaptação de cada base de prótese três imagens foram geradas.



Fig.10. Demonstração da leitura na Lupa Esteroscópica

4.4 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA AO IMPACTO

A avaliação da resistência ao impacto foi realizada em apenas uma ocasião, ou seja, após 48 horas de imersão em água, conforme a especificação nº 12 da A.D.A., em máquina de ensaio de impacto Wotto Wolpert Wenke, pelo método Charpy, com carga (ação de impacto) de 40 kp.cm, que corresponde a 3,9466 J (Fig.11).

A resistência ao impacto foi determinada medindo-se a energia absorvida de uma carga em um pêndulo, quando este foi deixado cair sobre o corpo-de-prova com a finalidade de fraturá-lo. Este teste dinâmico avaliou a resistência do corpo-de-prova quando este recebe um impacto de carga controlada. Após a fratura, foi verificada e avaliada a energia absorvida (CRAIG, 1997). Assim, o equipamento fornece o valor de energia absorvida pelo corpo-de-prova para que o mesmo fosse fraturado em Kp.cm. Esta unidade foi convertida para unidade de medida universal, Joules, através da seguinte fórmula de derivação direta: $1\text{Kp.cm} = 0,0980665\text{ J}$

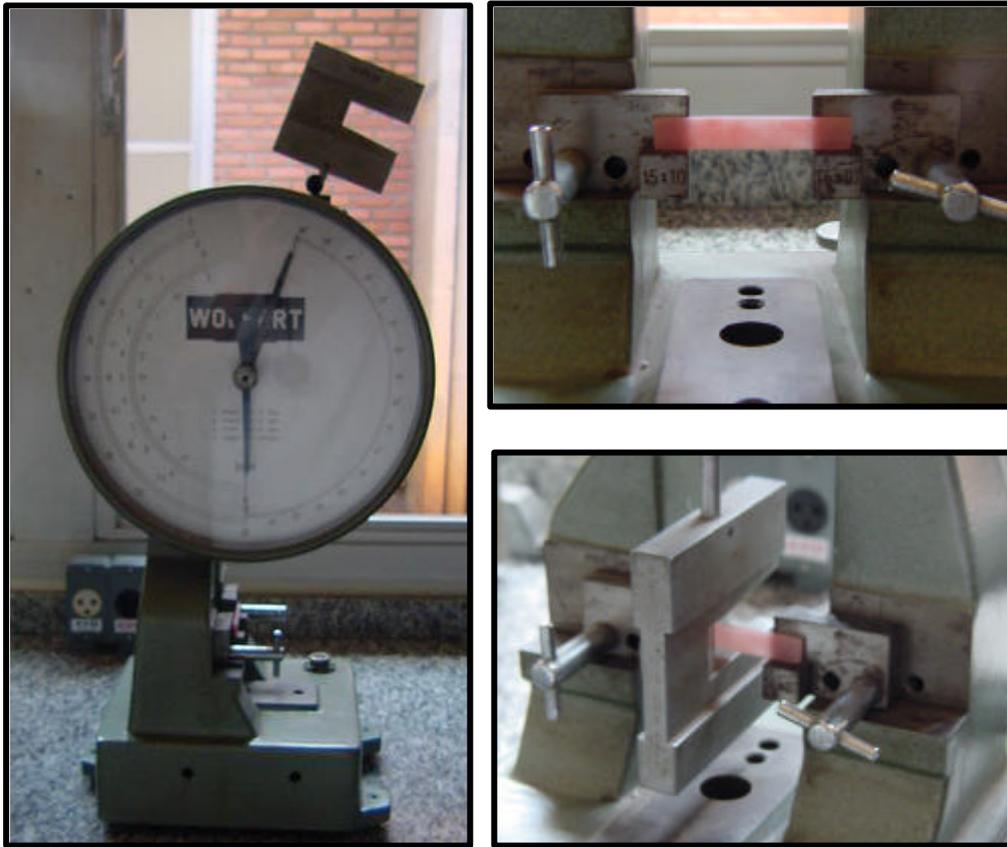


Fig.11. Máquina de Ensaio de Resistência ao impacto

4.5 ESTUDO DA MORFOLOGIA DE FRATURA

Os fragmentos dos corpos-de-prova fraturados obtidos após o ensaio de resistência ao impacto foram objeto de análise de suas fraturas. Esta análise foi realizada através de microscopia na superfície fraturada e permitiu avaliar a deformação plástica macroscópica e microscópica de ambos os grupos de resina acrílica em estudo, demonstrando o seu comportamento microestrutural frente à absorção de cargas do ensaio. A deformação plástica macroscópica pode ser pré-identificada a olho nu através da tentativa frustrada de encaixe dos fragmentos da amostras. A esta, soma-se à

identificação qualitativa da área correspondente à fratura nos corpos-de-prova fraturados através da classificação dos mesmos segundo o seu grau de friabilidade. Assim, através da análise da morfologia da fratura (ausência ou presença de pequeno empescoçamento) e pela translucidez de sua superfície defini-se para a resina acrílica os padrões de fratura frágil ou mista (áreas de transição entre fratura frágil e dúctil). Estas são as duas modalidades de fraturas ocorridas nos materiais poliméricos (Callister, 2002; Smith, 1998; Hertzberg, 1996), uma vez que ao polimetilmetacrilato não se pode aferir um comportamento exclusivamente dúctil. Portanto, a fratura frágil produz uma superfície de fratura relativamente lisa, livre de empescoçamento; enquanto que a mista, uma associação entre regiões irregulares e fibrosas com predominância de regiões lisas e com pequena ou ausente área de empescoçamento.

Antes da realização da análise angular e microestrutural realizou-se a análise topográfica das fraturas através da observação em lupa estereoscópica (MODELO LEICA MZ 6, Heebrugg, Suíça) em aumento de 16x e captura desta imagem através de câmera digital colorida (SANSUNG, modelo SCC – 131, Coreia), da mesma forma em que se procedeu para o teste de alteração dimensional (Fig. 12)



Figura 12. Demonstração do posicionamento dos corpos-de-prova para observação e captura de imagens para análise topográfica e fractográfica.

Para a análise microscópica, os dois fragmentos resultantes da fratura por impacto deram origem a dois microespécimes que foram preparados, através do recorte dos 2 fragmentos de cada corpo-de-prova a uma distância de 5,0 mm da fratura em cortadeira metalográfica (Modelo ISOMET 1000, BUBHLER, Illinois, EUA) sob constante irrigação (Fig. 13A e 13B) e a 200 r.p.m. Este corte originou o fragmento A e o fragmento B, objetos de análise angular e microestrutural.



Fig.13. A – Cortadeira Metalográfica B- Calibração do corte do espécime a 05mm da borda da fratura.

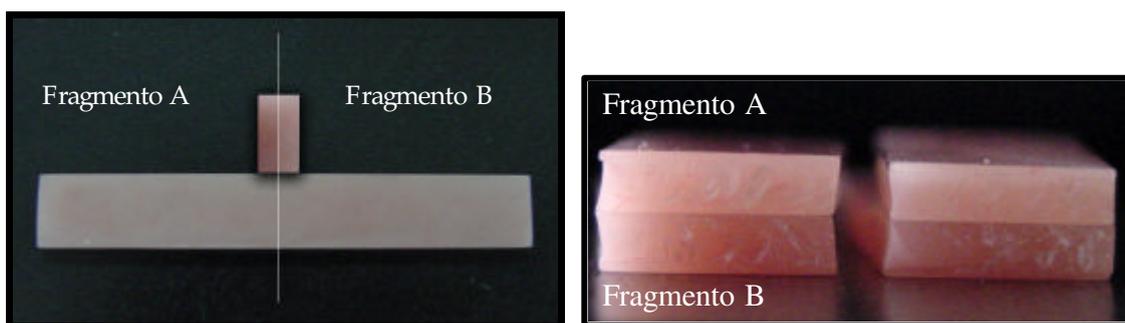


Fig.14. Fragmentos resultantes do teste de resistência ao impacto, para a análise fractográfica. Demonstração da posição da imagem observada na lupa estereoscópica.

Os espécimes originados a partir dos 05mm da fratura foram avaliados por análise fractográfica angular através da imagem de ambos os fragmentos dos corpos-de-prova fraturados, unidos entre si de maneira a demonstrar sua integridade, uniformidade de encaixe e solução de continuidade no ponto de origem da fratura. Nesta posição (Fig. 14) foram então avaliados em lupa estereoscópica (MODELO LEICA MZ 6, Heebriegg, Suíça) no aumento de 40x para a análise angular.

As imagens geradas para cada corpo-de-prova foram então capturadas com o auxílio de uma câmera digital colorida e transmitidas ao micro-computador (Microcomputador Processador Pentium III). Através dos softwares para a análise de Imagens Image Pró Plus 1.4 (Media Cybernetics) e AUTOCAD R14 as imagens de 16x e 40x de aumento foram submetidas à análise angular da seguinte maneira: delimitou-se uma circunferência obtida em conformidade com a solução de continuidade do plano de origem da fratura que situava-se aproximadamente entre a metade do espécime A e a metade do espécime B, que quando unidos permitem a correta identificação (Fig.15). O ângulo formado entre o Raio da mesma (coincidente com a linha de união entre os microespécimes) e plano de clivagem do microespécime A e B foram aferidos.

Assim, para caracterização da análise fractográfica, realizou-se a análise microscópica do grau de inclinação da propagação dos planos de clivagem da fratura em relação à direção do ponto de origem da carga (Callister, 2003). Desta forma, quantificou-se a deformação plástica microscópica através da obtenção dos ângulos formados entre o Raio do ponto de origem da fratura com os planos de clivagem tanto do lado A representado pelo Ângulo A, quanto do lado B, representado pelo Ângulo B do espécime.

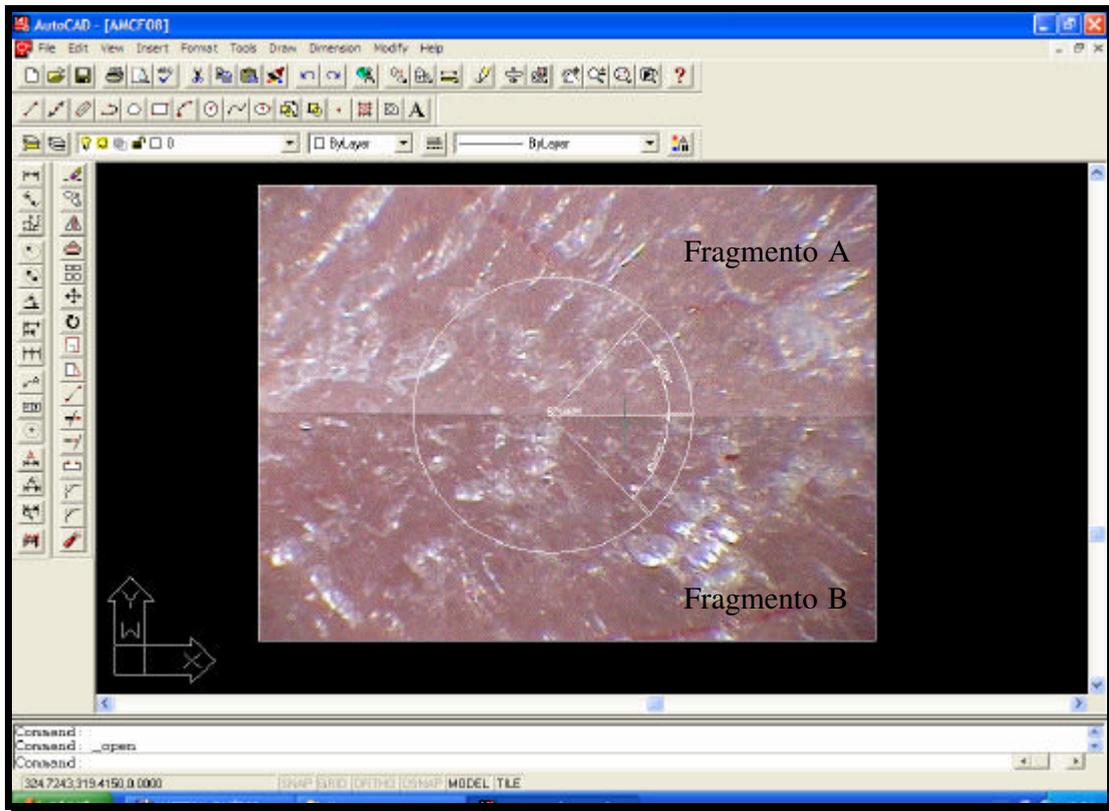


Fig.15. Demonstração geral da análise fractográfica no Programa AUTOCAD.

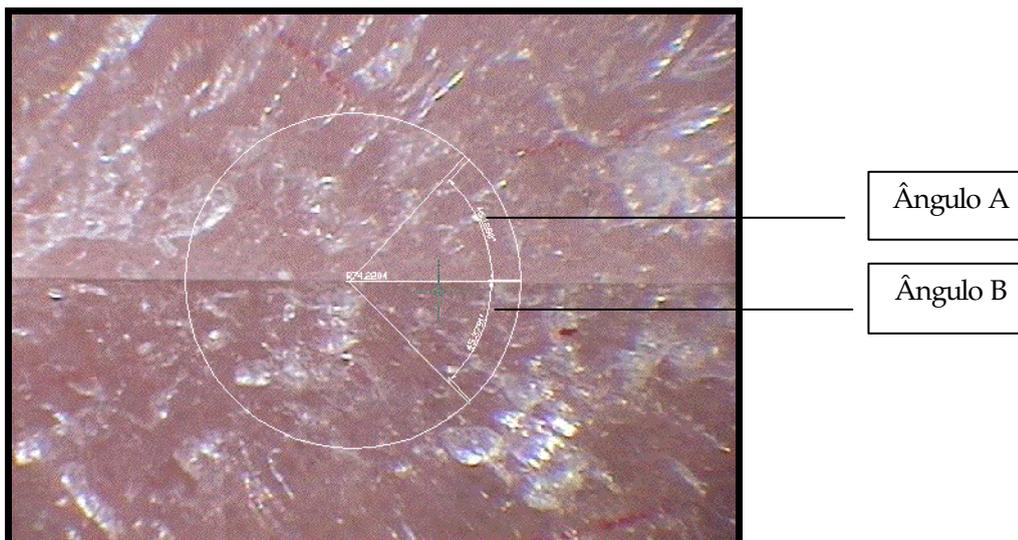


Fig.16. Demonstração da análise fractográfica angular. Verifica-se A, B e R.

Através da análise angular foi realizada a classificação quantitativa dos modos de fratura frágil e mista ocorridos nos corpos-de-prova. As fraturas frágeis ocorrem através de uma rápida propagação da trinca, e a direção do movimento da mesma é muito próxima de ser perpendicular à direção de força aplicada, que nesta análise corresponde topograficamente à soma do Ângulo A + Ângulo B. Portanto, os ângulos A e B, quando avaliados isoladamente na fratura frágil demonstram um padrão de propagação de trincas na ordem de aproximadamente 45°. Já as fraturas mistas, exibem um padrão similar de fratura dúctil, onde a presença de um pequeno empescoamento origina um plano de orientação de propagação de trincas também perpendicular a direção de força aplicada, mas um pouco mais difuso (Callister, 2003, ASM HandbooK Commitee, Vol 11 e Vol 12).

Realizada a avaliação fractográfica, foram selecionados os espécimes mais expressivos para cada grupo constituindo-se em objeto de avaliação microestrutural em Microscópio Eletrônico de varredura de pressão variável ZEISS DSM. Para tanto, os microespécimes foram anexados com fitas adesivas de carbono e cobre em stubs próprios para análise e recobertos com uma fina camada em ouro (100-200A) em Metalizador MED 010 da Balzers para que pudesse gerar uma via de fluência dos feixes de elétrons incidentes e absorvidos para a formação da imagem (Fig.16).

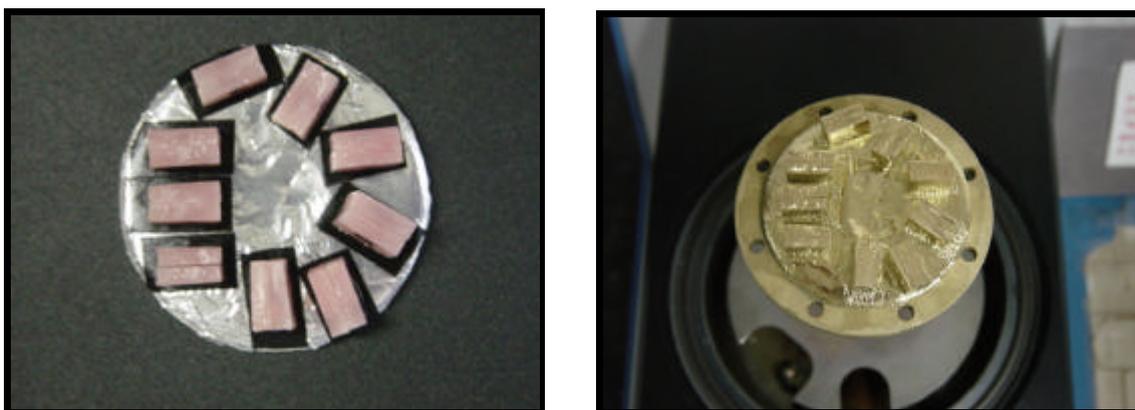


Fig.17. Microespécimes para análise da morfologia microestrutural antes e após a metalização.

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística apresentada no Capítulo Anexos deste trabalho.

4.6.1 Alteração dimensional

Para as três variáveis, ou pontos mensurados, A, B e C houve a distribuição normal dos dados e dos resíduos. Deste modo utilizou-se o teste de Bartlett para a verificação de homogeneidade de variâncias entre os grupos, ou seja, entre os ciclos e os tempos. Verificou-se inicialmente a estrutura de correlações entre as variáveis, dentro e entre grupos. O coeficiente de correlação calculado foi o de Pearson (paramétrico).

Para testar a existência de diferenças entre leituras (antes e depois a imersão das bases de prótese em água pelo período de 30 dias) e/ou entre ciclos, realizou-se uma análise de variância inteiramente casualizada, em parcelas subdivididas no tempo ao nível de significância de 5% para ambos períodos de leitura e para os ciclos.

4.6.2. Resistência ao impacto

Foram realizados os testes de homogeneidade de variâncias entre os ciclos, de normalidade dos dados e de verificação da existência ou não de dados discrepantes (*outliers*), com o intuito de se determinar o tipo de teste a ser utilizado paramétrico (teste *t*) ou não-paramétrico (Wilcoxon-Mann-Whitney).

Identificou-se que os dados seguem uma distribuição normal pelo teste de Kolmogorov-Smirnov e que há homogeneidade de variâncias pelo Fteste. Assim, o teste realizado para verificar se há diferença entre os ciclos foi o teste *t*, considerando as variâncias iguais ao nível de significância de 5%.

4.6.3. Análise Fractográfica

Para a análise do percentual de fratura frável e mista foi aplicado o teste Teste de comparação de proporções: O teste utilizado foi o da diferença entre proporções e através do valor obtido, o mesmo foi testado através da distribuição t de Student.

O cálculo da correlação entre os ângulos A e B e entre estes e o raio R, para cada ciclo, foi realizado considerando a divisão entre as fraturas frágeis e mistas. Como os dados neste caso obedeceram aos pressupostos para a realização de testes paramétricos, o coeficiente de correlação de Pearson foi utilizado. Deste modo, a correlação significativa entre os ângulos A e B foi mensurada ao nível de 1% de significância, tanto para o ciclo do fabricante como para o ciclo alternativo.

Nos casos das medidas dos ângulos A e B ocorreram a não normalidade dos dados, homogeneidade de variâncias e dados discrepantes (*outliers*). A falta de normalidade dos dados ocorreu devido ao fato de que cada ciclo tem dois tipos de dados: aqueles correspondentes a elementos com fratura frágil (FF) e os outros com fratura mista (FM).

Quando se consideraram os dados referentes aos ângulos das fraturas frágeis e mistas separadamente, as condições para a execução do teste paramétrico ocorreram. A variável referente à medida do raio R apresentou normalidade, homogeneidade de variâncias e não apareceram dados discrepantes. Portanto, para a comparação das medidas dos ângulos (variáveis A e B) entre ciclos para a amostra toda, foi utilizado o teste de Wilcoxon Mann-Whitney (não-paramétrico) ao nível de significância de 5% e para a comparação do raio R entre ciclos foi utilizado o teste t ao nível de significância de 5% para duas amostras.

5 RESULTADOS

Os resultados obtidos para as variáveis estudadas após a realização dos ensaios propostos estão apresentados nas Tabelas e Figuras a seguir. Os valores individuais da alteração dimensional, resistência ao impacto e estudo fractográfico estão apresentados no Capítulo Anexo deste trabalho.

5.1 ALTERAÇÃO DIMENSIONAL

De acordo com a Tabela 1 e Figura 7 verifica-se que os resultados da comparação entre os ciclos de polimerização não diferiram significativamente ($p > 0.05$) em nenhum dos períodos estudados.

Na Tabela 1 e Figura 17 estão apresentados os resultados obtidos com relação à alteração dimensional ocorrida nos pontos A, B, C para os ciclos de polimerização estudados antes e após a imersão em água por 30 dias.

Tabela 1

Médias e desvios-padrão da alteração dimensional (μm) da resina Onda Cryl para cada ponto estudado antes e após a imersão em água, segundo os ciclos de polimerização.

PONTOS	CICLOS DE POLIMERIZAÇÃO	ANTES	APÓS
A	Fabricante	71,01 (9,25) Aa	59,76 (6,51) Ab
	Alternativo	69,82 (9,17) Aa	58,58 (8,11) Ab
B	Fabricante	76,92 (10,44) Aa	66,89 (10,47) Ab
	Alternativo	78,70 (10,08) Aa	69,25 (7,94) Ab
C	Fabricante	65,09 (5,58) Aa	54,44 (6,11) Ab
	Alternativo	68,64 (7,48) Aa	57,99 (9,17) Ab

Médias seguidas de letras diferentes apresentam diferenças estatísticas significantes ($p > 0.05$). Letras maiúsculas indicam diferenças entre os ciclos de polimerização e letras minúsculas entre os períodos de avaliação.

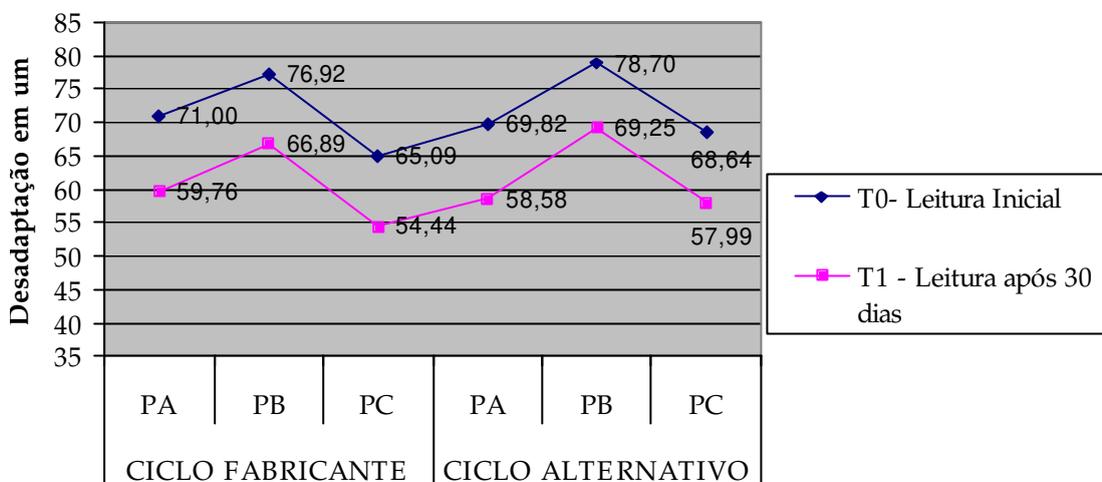


Fig. 17. Representação Gráfica das médias de desadaptação para as variáveis PA, PB, PC entre os ciclos e períodos testados.

Os resultados da Tabela 1 e Figura 17 indicam que houve diferenças significantes ($p < 0.05$) entre os períodos de avaliação antes e após a imersão das bases de prótese em água, sendo que as amostras mensuradas após 30 dias de imersão apresentaram os menores valores de alteração dimensional em todos os pontos e ciclos avaliados.

5.2 RESISTÊNCIA AO IMPACTO

As médias dos valores obtidos e os desvios padrão para a resistência ao impacto nos diferentes ciclos de polimerização e períodos avaliados estão apresentados na Tabela 2 e Figura 18.

Tabela 2

Médias e desvios -padrão da energia absorvida (J), no momento da ruptura, de acordo com os ciclos de polimerização avaliados.

Ciclos de Polimerização	Médias	Desvios-padrão
Fabricante	0,22	0,033 A
Alternativo	0,21	0,033 A

Obs.: Médias seguidas de letras iguais não diferem entr e si ($p > 0.05$).

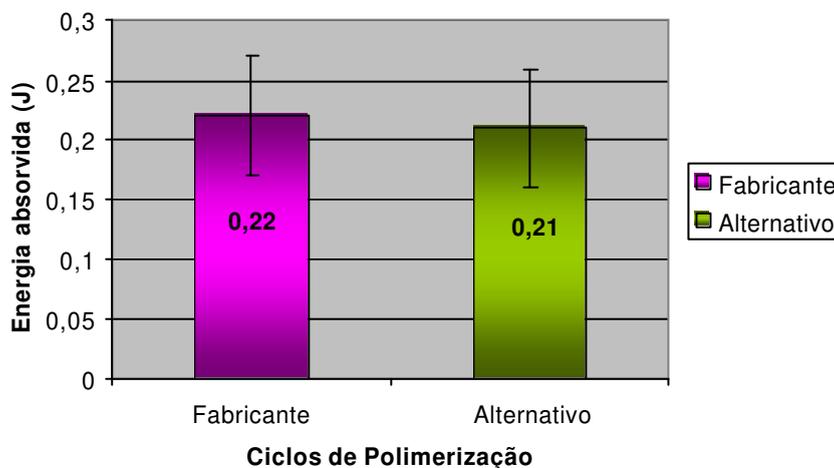


Fig.18. Representação Gráfica das médias de resistência ao impacto (J) com os respectivos desvios-padrão.

Observando-se a Tabela 2 e a Figura 18 não foram detectadas diferenças significativas entre os ciclos para a variável resistência ao impacto. Os traços acima das colunas do gráfico representam uma unidade de desvio-padrão acima e abaixo da média para ambos os ciclos.

5.3 MORFOLOGIA DE FRATURA

5.3.1 Análise Qualitativa

Para o ciclo do fabricante, 14 dentre 20 amostras, 70%, apresentaram fraturas frágeis, enquanto que para o ciclo alternativo este percentual se elevou para 80% , 16 das 20 amostras. Estes resultados estão representados na Figura 19.

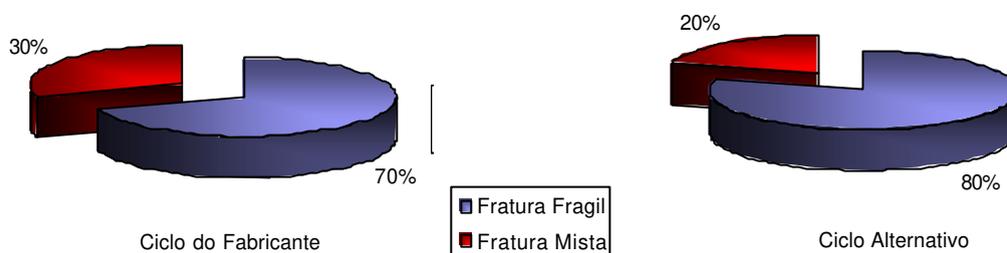
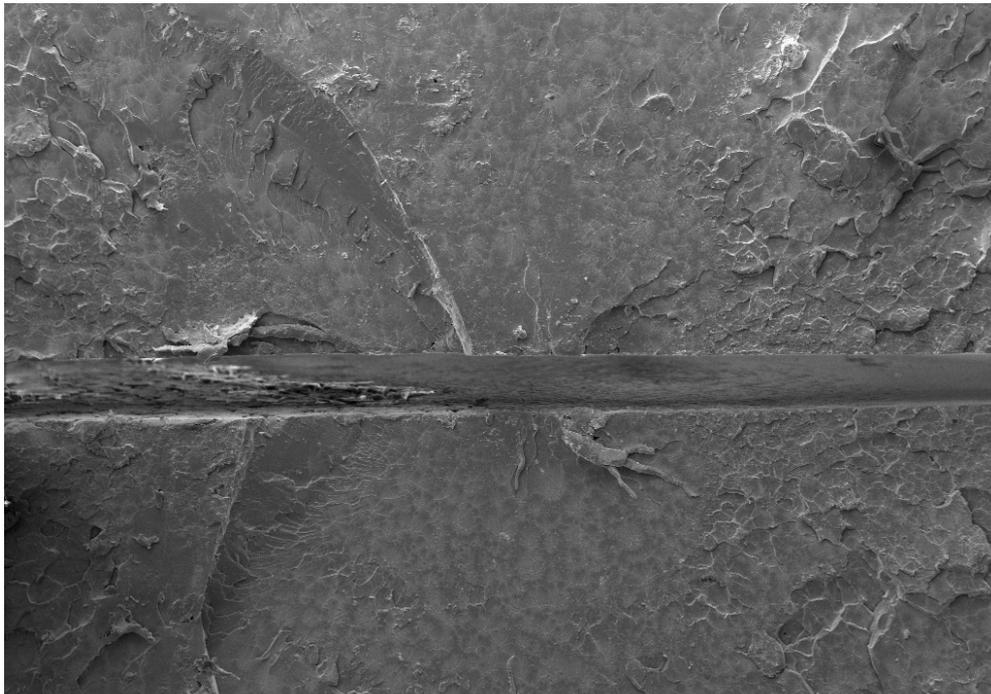
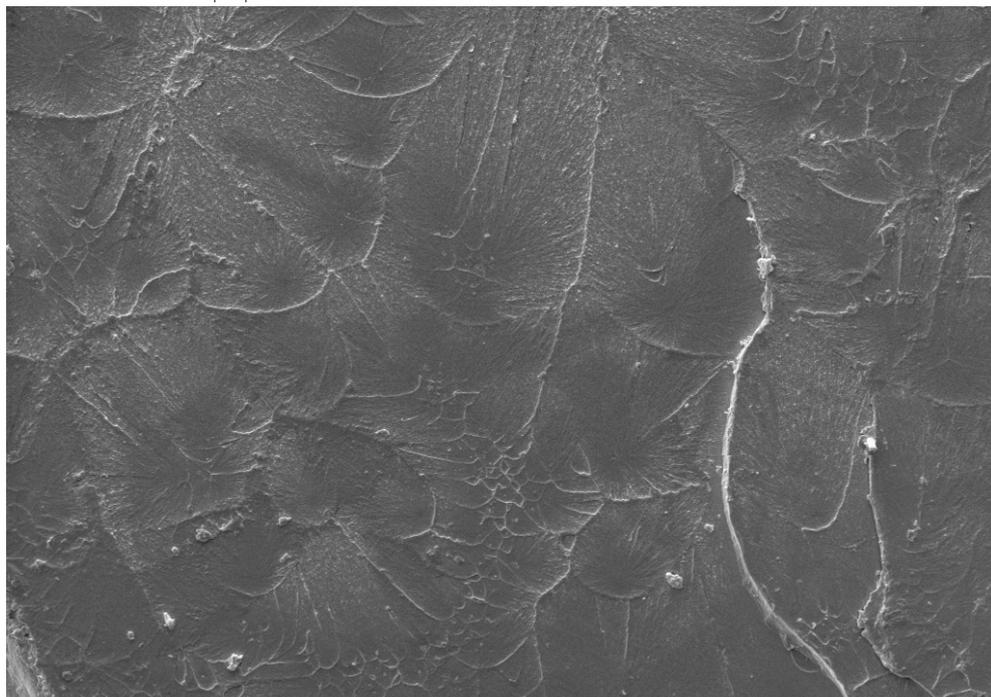


Fig.19. Porcentagem dos tipos de fraturas encontradas nos dois ciclos.

Para as análises das fotomicrografias obtidas por microscópio eletrônico de varredura de pressão variável, a morfologia microestrutural, para as fraturas frágeis tanto para o ciclo do fabricante quanto para o ciclo alternativo mostrou planos cristalográficos bem definidos, altamente organizados e compactados, conforme ilustrado nas Figuras 20 e 22. Para as fraturas mistas ambos os ciclos avaliados apresentaram planos cristalográficos embora definidos, com certo grau de desorganização e descompactação, conforme as Figuras 21 e 23.

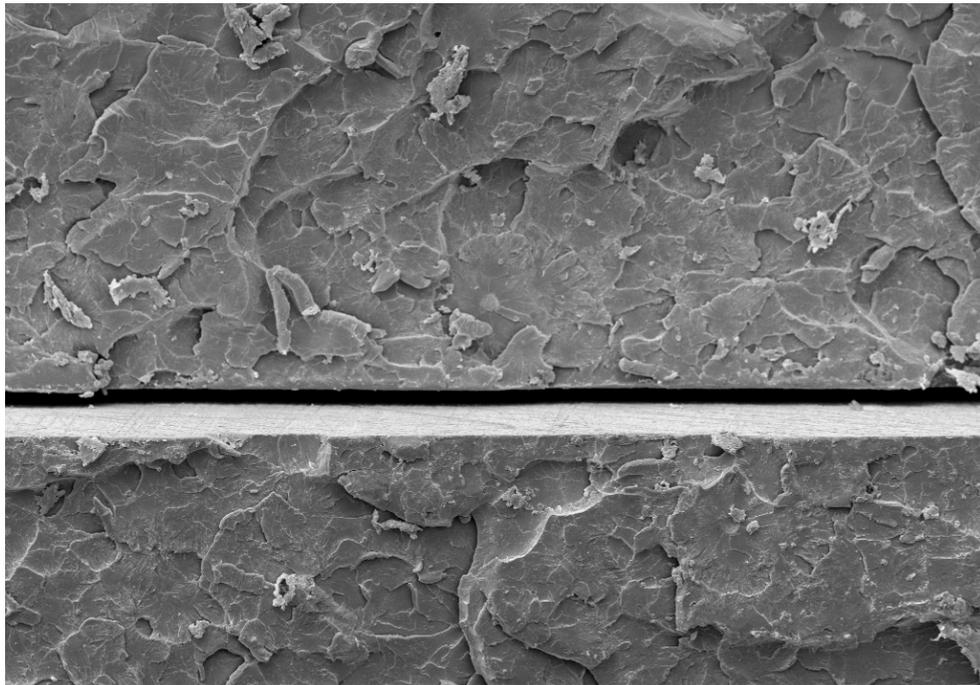


EHT=20.00 kV WD= 20 mm Mag= 100 X
100µm | Photo No.=9082 Detector= SE1

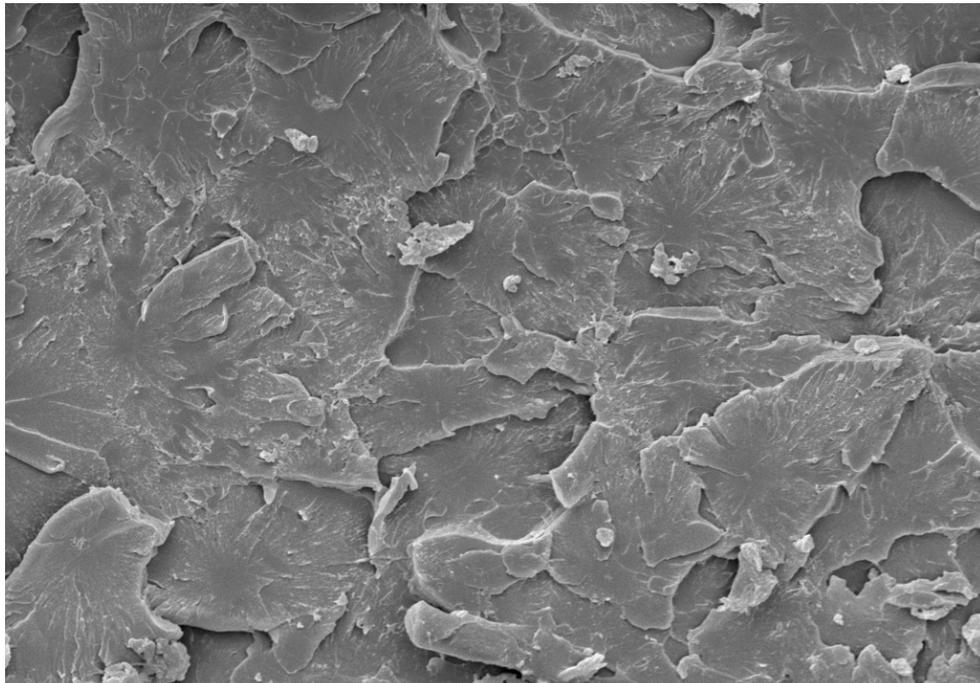


EHT=20.00 kV WD= 20 mm Mag= 1.00 K X
30µm | Photo No.=9083 Detector= SE1

Figura 20. Fotomicrografia de fratura frágil em amostra polimerizada pelo ciclo do fabricante.

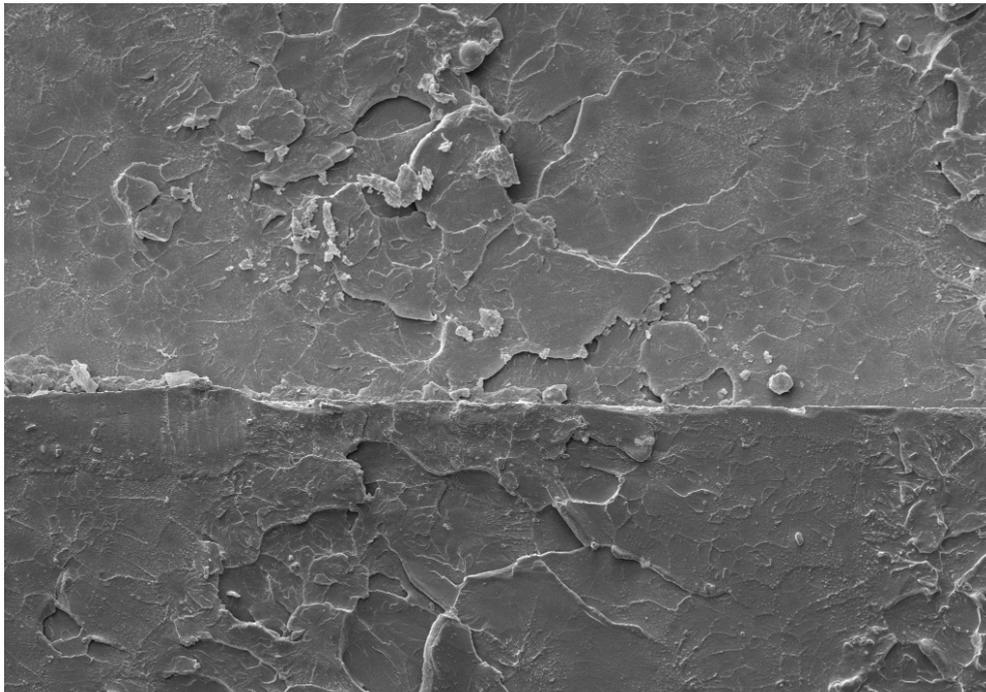


EHT=20.00 kV WD= 20 mm Mag= 300 X
100µm Photo No.=9042 Detector= SE1

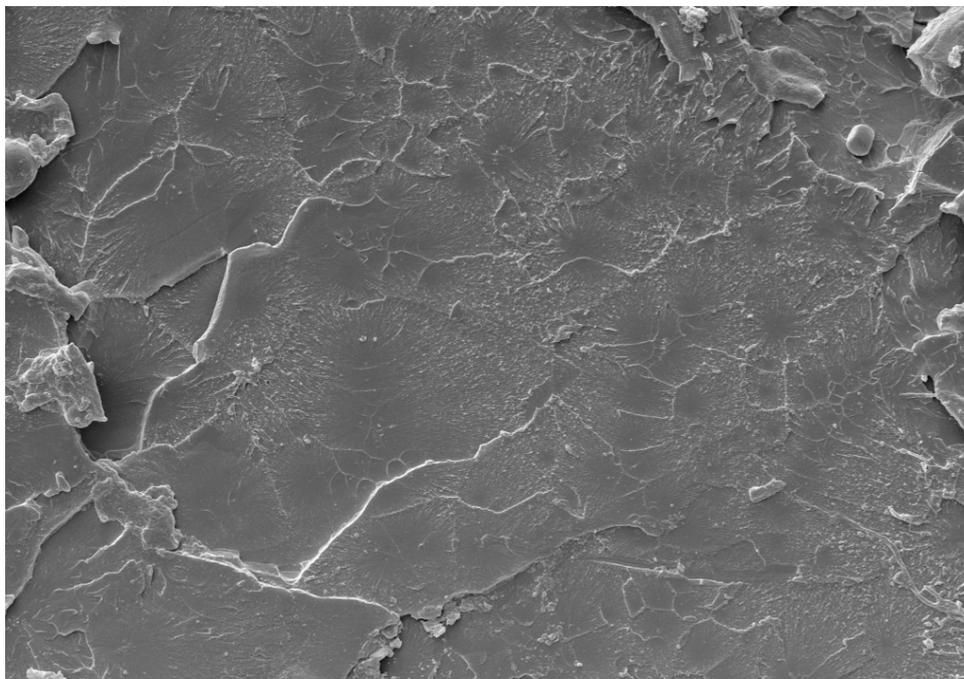


EHT=20.00 kV WD= 21 mm Mag= 1.00 K X
10µm Photo No.=9043 Detector= SE1

Figura 21. Fotomicrografia de fratura mista em amostra polimerizada pelo ciclo do fabricante.



EHT=20.00 kV WD= 20 mm Mag= 500 X
20µm Photo No. =9027 Detector= SE1



EHT=20.00 kV WD= 20 mm Mag= 1.00 K X
20µm Photo No. =9028 Detector= SE1

Figura 22. Fotomicrografia de fratura frágil em amostra polimerizada pelo ciclo alternativo.

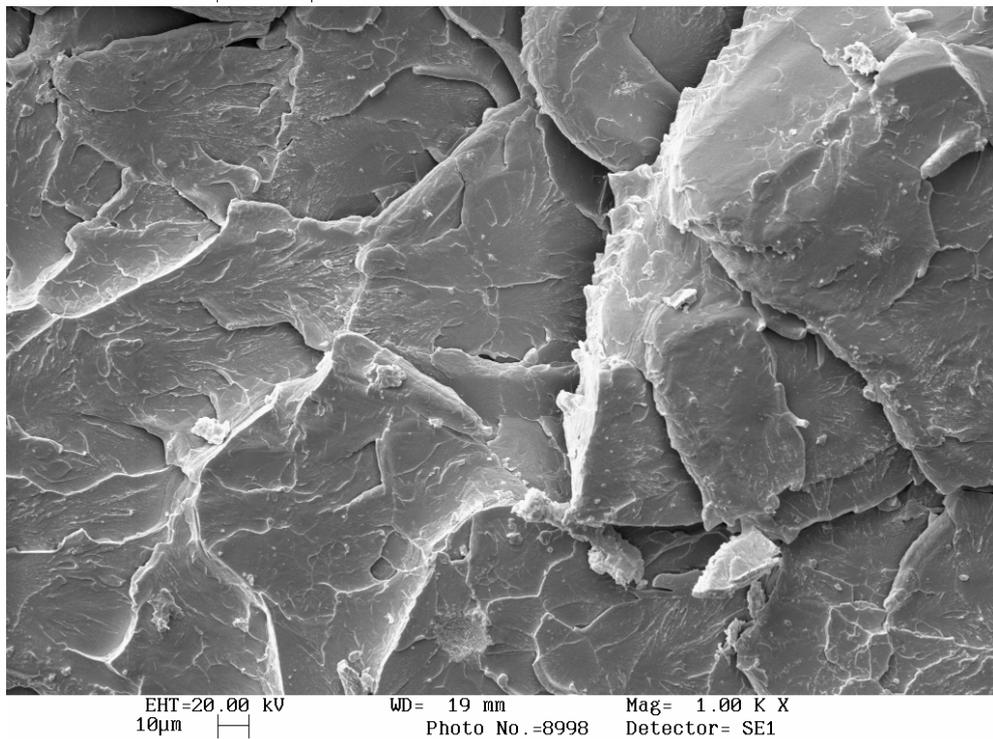
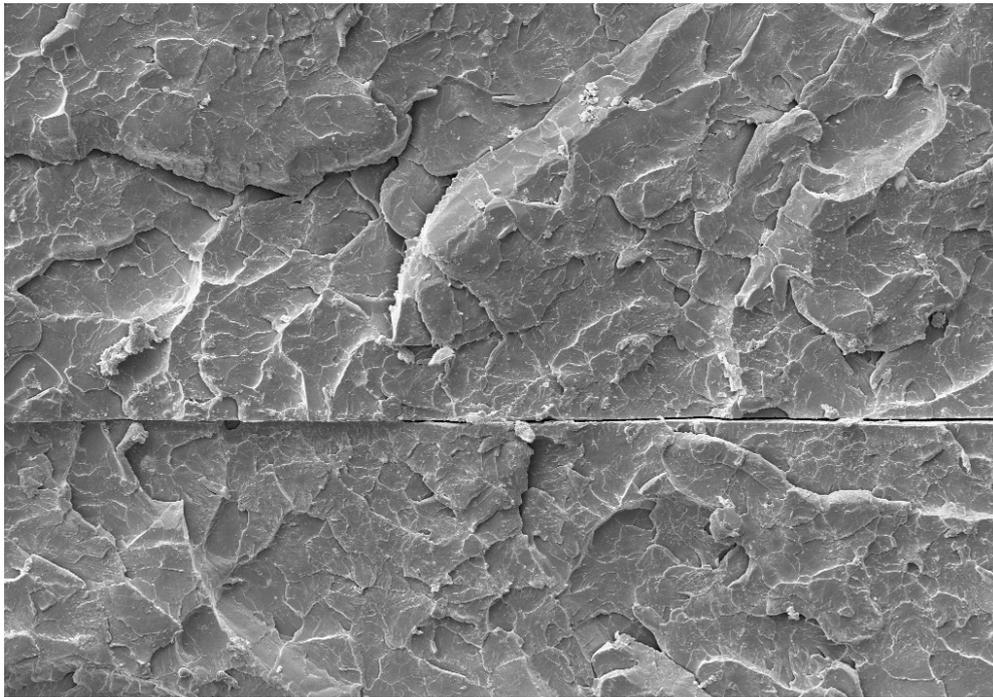


Figura 23. Fotomicrografia de fratura mista em amostra polimerizada pelo ciclo alternativo.

5.3.2. Análise Quantitativa

As médias e desvios padrão para o Ângulo A, Ângulo B e Raio obtidos, para os dois ciclos de polimerização estão apresentados na Tabela 3 e Figura 24.

Tabela 3

Médias e desvios padrão para os Ângulos A, B(graus) e Raio, de acordo com o ciclo de polimerização.

Ângulos e Raio	Ciclos de Polimerização	
	Fabricante	Alternativo
Ângulo A	50,00 (7,34) Aa	47,40 (6,72) Aa
Ângulo B	49,75 (6,47) Aa	48,48 (6,02) Aa
Raio R	71,80 (1,27) A	72,44 (1,17) A

Obs.: Médias seguidas de letras iguais não diferem entre si ($p > 0.05$).

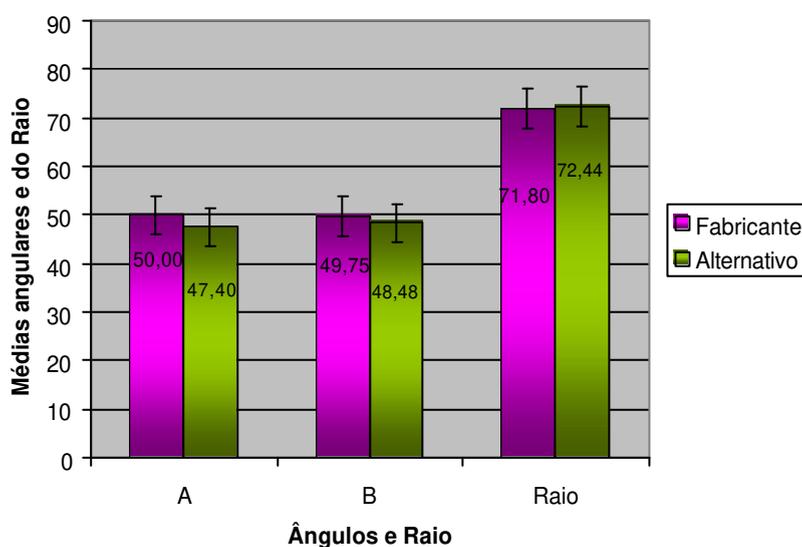


Figura 24. Representação Gráfica das médias do Ângulo A, Ângulo B e Raio em função dos ciclos de polimerização avaliados.

De acordo com a tabela 3 e Figura 24 verifica-se que os valores das médias tanto do Ângulo A, como do Ângulo B e Raio R não apresentaram diferenças estatísticas a nível de 5% de significância (Ângulo A, $p=0,1264$; Ângulo B, $p=0,7557$; Raio, $p=0,11$).

5.3.3 Correlações Angulares e Tipos de Fraturas

As correlações para o total de amostras do ciclo de polimerização indicado pelo fabricante e do ciclo alternativo proposto estão apresentados na Tabela 4. Verifica-se que houve correlação significativa apenas entre os ângulos A e B dentro de cada ciclo, e não houve correlação significativa entre os ângulos e raio.

Tabela 4
Correlações entre A e B e entre ângulos e raio R para os ciclos do fabricante e alternativo.

	Ciclo do Fabricante		Ciclo Alternativo	
	Ângulo A	Ângulo B	Ângulo A	Ângulo B
Ângulo B	0,817** ($< 0,001$)		0,737** ($< 0,001$)	
Raio	-0,126 (0,596)	-0,299 (0,201)	-0,018 (0,940)	-0,219 (0,354)

Utilizou-se o coeficiente de correlação de Spearman.

** correlação significativa ao nível de 1%; * correlação significativa ao nível de 5% (teste bilateral)

Os resultados descritos na Tabela 5 expressam a correlação entre os ângulos A e B e entre estes e o raio R, para cada ciclo, segundo a classificação entre as fraturas frágeis e mistas. Verificou-se que o resultado não se modificou, ou seja, permaneceram correlacionados os ângulos A e B tanto no ciclo do fabricante como no alternativo, independente da variação do Raio.

Tabela 5

Correlações entre Ângulos A e B e entre ângulos e raio R para as fraturas frágeis para o ciclo do fabricante e ciclo alternativo.

	Ciclo do Fabricante		Ciclo Alternativo	
	Ângulo A	Ângulo B	Ângulo A	Ângulo B
Ângulo B	0,666*		0,721**	
	(0,009)		(0,002)	
Raio	-0,139	-0,206	-0,032	-0,304
	(0,635)	(0,480)	(0,906)	(0,253)

Utilizou-se o coeficiente de correlação de Pearson.

** correlação significativa ao nível de 1%; * correlação significativa ao nível de 5% (teste bilateral)

Ainda conforme análise da Tabela 4 observa-se a que a correlação significativa entre os ângulos A e B se fez com nível de significância de 1%, tanto para o ciclo do fabricante como para o ciclo alternativo. Quando se consideraram apenas as amostras com fraturas frágeis ou apenas aquelas com fratura mista, como se observa na Tabela 5, esta correlação permaneceu a mesma. Como tais valores são positivos, pode-se concluir que quanto maior é o ângulo A, em geral maior será o ângulo B. Por outro lado, em nenhuma das situações o raio pôde ser correlacionado com qualquer dos ângulos, mas raios maiores foram obtidos nas fraturas mistas, embora não se tenha constatado diferenças significativas ($p > 0.05$) entre os raios, conforme demonstra a Tabela 6, quando as fraturas foram consideradas separadamente.

Tabela 6

Médias e desvios-padrão para o raio R quando da comparação entre os ciclos testados, dentre as fraturas e entre fraturas dentro dos ciclos.

Ciclos de Polimerização	Tipos de Fraturas	
	Fratura Frágil	Fratura Mista
Fabricante	72,04 Aa	71,16 Aa
Alternativo	72,52 Aa	72,14 Aa

Letras maiúsculas diferentes indicam que os ciclos diferem entre si ao nível de 5% de significância.

Letras minúsculas diferentes indicam que as fraturas diferem entre si ao nível de 5% de significância.

Verificou-se, também, conforme demonstra a Figura 25, que não foram constatadas diferenças significativas, ao nível de 5%, entre os ciclos do fabricante e alternativo, tanto para as fraturas frágeis (FF) como para as fraturas mistas (FM), em ambos os ciclos, nas medidas dos ângulos A e B. Por outro lado, as medidas dos ângulos das fraturas frágeis diferem ($p < 0.05$) daquelas obtidas pelas fraturas mistas tanto para o ângulo A como para o ângulo B, em ambos os ciclos.

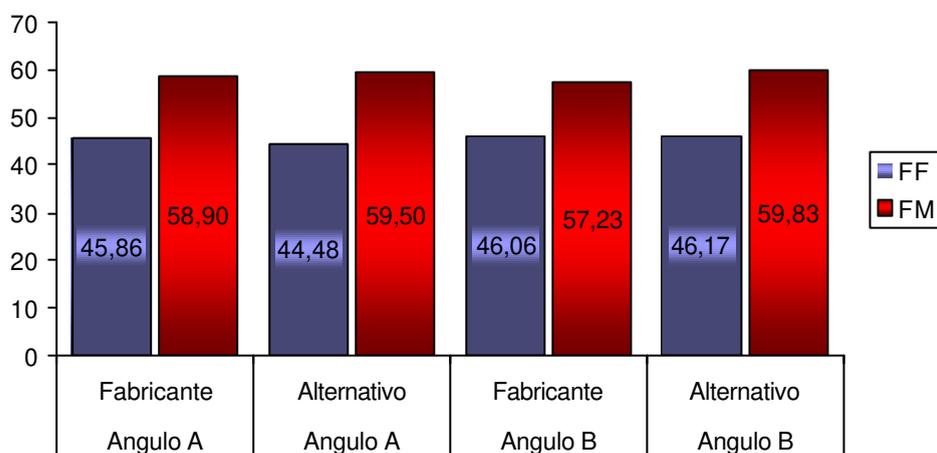


Figura 25. Representação Gráfica das medianas dos ângulos A e B, para as diferentes fraturas e ciclos.

6 DISCUSSÃO

No Brasil a primeira resina acrílica formulada especialmente para polimerização por meio de energia de microondas foi a Onda Cryl. Entretanto, poucos estudos sobre seu comportamento foram realizados frente a diferentes ciclos de polimerização. O fabricante desta resina preconiza um período de pausa de 04 minutos durante seu processamento que pode constituir-se em um fator desfavorável nos laboratórios de prótese dental, repercutindo na utilização de tempos e potências aleatórias. Isto levaria a polimerização incorreta da resina resultando em alta probabilidade de alterações nas propriedades da mesma.

Assim sendo, para que este risco fosse minimizado, Vasconcelos *et al.* (2003), propuseram um ciclo alternativo para o processamento da resina *Onda Cryl* suprimindo o período de pausa que consistiu no emprego da energia de microondas para a polimerização durante 06 minutos a 70% da potência do forno de microondas. Como os resultados encontrados para resistência flexural, microdureza superficial e porosidade neste ciclo foram favoráveis, esta pesquisa objetivou complementar o estudo acerca deste ciclo através da análise da alteração dimensional, da resistência ao impacto e da análise microestrutural através da morfologia de fratura para a resina objeto de estudo.

Na avaliação de novas técnicas de processamento de materiais, uma das comparações mais importantes se refere a estabilidade dimensional e adaptação das bases de próteses, em virtude destas serem responsáveis diretamente pela retenção de uma prótese, que por sua vez é dependente da força de capilaridade da película de saliva existente entre a base de resina e os tecidos orais (Anthony & Peyton, 1962; Sanders *et.al.*,1991) que dependerá da exata duplicação dos contornos orais em sua base que proporcionará uma menor espessura de película.

Os resultados obtidos para o teste de alteração dimensional neste estudo expostos na Tabela 1 demonstraram que não houve diferenças estatísticas significantes

entre os ciclos avaliados quando da leitura 24 horas após a desinclusão (considerada leitura imediata) e após trinta dias de imersão em água. Assim sendo, os valores obtidos neste experimento para ambos os ciclos testados foram similares àqueles encontrados nos estudos realizados por Sanders *et al.*, 1991; Takamata *et al.*, 1989; Hanna & Adel, 1995; Rodrigues Garcia & Del Bel Cury, 1995; Keenan *et al.*, 2003. Este comportamento pode ser atribuído ao semelhante comportamento das reações químicas para ambos os ciclos, independente da supressão do período de pausa, e ainda, em virtude da adaptação não sofrer a influência da condutividade térmica quando do processamento pela energia de microondas (Hogan & Mori, 1990; Wallace *et al.*, 1991), pois ambos permitiram a confecção de bases de prótese com um grau de adaptação aceitável.

Os valores aferidos em μm para os três pontos localizados na região posterior do palato (Tabelas 1 e Figura 17) mostram-se inferiores aos aferidos em milímetros (mm) na literatura vigente, tanto quando da comparação com as resinas processadas por banho de água quente quanto aquelas processadas por energia de microondas (Nishii, 1968; Sholsberg *et al.*, 1989; Takamata & Setcos, 1989; Wallace *et al.*, 1991, Salim *et al.*, 1992.). Em contrapartida corroboram com os valores encontrados por Saunders *et al.*, 1991, para alteração dimensional de três resinas quando processadas pela energia de microondas e de sua leitura após 24 horas de sorção em água em três pontos similares aos objetos de estudo deste trabalho.

Após a armazenagem em água por 30 dias, em temperatura de 37°C observou-se que entre os dois ciclos estudados não houve diferenças estatísticas significantes entre si (Tabela 1); mas foi observado que para ambos os grupos houve diferenças estatísticas dentro do mesmo ciclo (Tabela 1) que nos levam a supor que a contração de polimerização inerente ao processamento das bases de prótese foi compensada pela sorção de água neste período. Estes resultados estão de acordo com os encontrados por Anthony & Peyton, 1962 Hugget *et al.*, 1984; Kimura *et al.*, 1984; Rizzati-Barbosa, *et al.*, 1995; Teraoka & Takahashi, 2000.

A variação na comparação dos resultados deste trabalho com os vigentes na literatura no que se refere à alteração dimensional pode ser explicada pelos diferentes métodos de avaliação do grau de desadaptação das bases de prótese como: número e localização diferentes entre os pontos avaliados; instrumentos de mensuração com diferentes tipos de calibração e ampliações (x8, x10, x15), padronização da base de prova quanto ao material (Cera e Placas de PVC) e quanto à espessura (1,5mm; 2,0mm; 3,0mm; 4,5mm); fluidez, escoamento e dosagem de material de moldagem interposto; peso aplicado; mensuração realizada a partir do modelo mestre metálico ou do modelo de gesso, etc.

Outro fator a ser considerado quando da obtenção de valores aceitáveis para a estabilidade dimensional é a composição química das resinas para polimerização por energia de microondas, que pode influenciar o comportamento físico da mesma pela presença de agentes de ligação cruzada, (Price, 1986), que por alterarem o comportamento de arranjo das cadeias poliméricas, acabam por diminuir a densidade do material (Callister, 2003) e seu comportamento com relação à sorção de água e demais propriedades mecânicas (Annusavice, 1996).

Com relação à resistência ao impacto de um material, esta pode ser influenciada por vários fatores como a presença de poros, monômero residual, trincas e até mesmo de um grau de desadaptação inaceitável das próteses removíveis, que em por si ou em conjunto podem levar ao insucesso da reabilitação protética bem como ao comprometimento da saúde dos tecidos da cavidade oral (Beyli, 1981; Darbar, 1994). Em virtude disso, o estudo desta propriedade visa complementar o estudo do comportamento da resina acrílica frente à nova técnica de processamento estudada, bem como dar ensejo ao estudo da morfologia microestrutural de um dado material.

Segundo Craig (2002), as resinas acrílicas convencionais devem apresentar valores de resistência ao impacto em torno de 0,26 J/m. Neste estudo, como exposto na Tabela 2, os resultados encontrados tanto para o ciclo do fabricante (0,22 J/m)

quanto para o ciclo alternativo (0,21 J/m) estão abaixo destes, e estes valores encontrados para a resistência ao impacto da resina acrílica de microondas tornam-se de difícil comparação com aqueles encontrados na literatura em virtude do mesmo ser útil como propriedade comparativa dentro de um mesmo experimento (Callister, 2002). Porém, como não se verificaram diferenças estatísticas significantes entre os dois grupos estudados ($p > 0.05$), este fato indica que o ciclo de polimerização proposto com a supressão do período de pausa permite a obtenção de uma resina tão resistente quanto a obtida utilizando-se o ciclo proposto pelo fabricante, não implicando desta forma em alterações de comportamento deste material quando o mesmo fosse submetido a impactos bruscos e inesperados.

Assim pode-se afirmar que em decorrência da resistência ao impacto ser uma propriedade diretamente ligada a composição química da resina (Price, 1986; Blagojevic & Murphy, 1999; Memon *et al.*; 2001) quando da variação de seu ciclo de polimerização, é possível se obter resultados satisfatórios. Valores discrepantes são encontrados quando da comparação com os encontrados na literatura (Hayden, 1986; Price, 1986; Oku, 1988; Oku, 1989; Smith *et al.*, 1992; Del Bel Cury *et al.*; Blagojevic & Murphy, 1999; Memon *et al.*; 2001) em função de diferentes composições químicas das resinas, dimensões dos corpos-de-prova, presença de entalhes e sua geometria, modalidade de ensaio (Charpy e Izod); assim como em função dos tipos de fornos, tempos e potências utilizadas nos experimentos que são diretamente responsáveis pela força de união e arranjo das cadeias poliméricas e por sua vez são diretamente responsáveis pela quantidade necessária de energia absorvida para o rompimento e quebra desta cadeias para que uma fratura se perfeça.

Além disso, com relação a interferência da composição básica da resina na resistência ao impacto, há que se considerar que as resinas especialmente desenvolvidas para processamento em forno microondas possuem como base o polimetilmetacrilato com reforços monoméricos, como um dimetacrilato, o etilenoglicol (Price, 1986; Sanders, *et.al.*, 1991) que permitem a formação de copolímero de ligação cruzada

(Anuavice, 1998). Estes quando incorporados às resinas tem a finalidade de ativar as cadeias poliméricas lineares de polimetimetacrilato formando uma rede tridimensional, e assim também se tornam também responsáveis pela absorção de energia no momento do impacto.

Estes agentes, em certos casos, transformam um polímero de baixa massa molecular em um polímero de alta massa molecular pelo aumento da temperatura de transição vítrea (Tg) para níveis que variam de 100 a 150°C promovendo uma baixa pressão de vapor que favorece o processamento da resina em temperaturas elevadas sem causar porosidade e mantendo a estabilidade dimensional (Price, 1986; Phillips, 1993). A ausência de porosidade, ou a diminuição da mesma em função do processamento das resinas, implica diretamente na alteração da resistência ao impacto (Nishii, 1968; Oku, 1989) e, como os valores para o ciclo alternativo não diferiram do ciclo do fabricante pode-se levar em consideração a correlação da diminuição da porosidade no ciclo alternativo encontrada por Vasconcelos (2001) com obtenção de resultados aceitáveis para a resistência ao impacto neste experimento.

Assim sendo, a energia absorvida no impacto para ambos os ciclos foi a mesma demonstrando que a alteração da temperatura de transição vítrea, oriunda de tempos e temperaturas de processamento diferentes, não foi responsável por qualquer alteração comportamental a nível microestrutural que repercutisse na resiliência do mesmo, conforme se verifica posteriormente quando da realização de uma análise microscópica ilustrada pelas Figuras 20,21, 22 e 23.

Com relação a análise fractográfica através da análise qualitativa macroscópica (Fig. 19), o percentual encontrado de fraturas friáveis (em torno de 70-80%) e de fraturas mistas (em torno de 20 a 30%) para ambos os grupos, está de acordo com os parâmetros e características de superfície de fratura dos polímeros, pois os materiais poliméricos não exibem um padrão comportamental exclusivamente friável (Melcholsky, 1995; Hertzberb, 1996; Smith, 1998; Callister, 2002).

Com relação à análise microestrutural da superfície da fratura através da microscopia eletrônica de varredura ilustrada pelas Figuras 20 a 23, observou-se que não houve diferenças de grande porte entre a disposição cristalográfica deste polímero quando da comparação entre fraturas friáveis e mistas entre os ciclos testados. Deste modo demonstrou-se que foi possível obter-se propriedades físicas e mecânicas (alteração dimensional e resistência ao impacto) aceitáveis para a resina acrílica polimerizada através do ciclo alternativo, pois diferenças não foram encontradas quando da comparação com o processamento da mesma pelo ciclo proposto pelo fabricante. E ainda, com fulcro na análise fractográfica tanto macroscópica quanto microscópica é permitido se concluir que o ciclo alternativo pode vir a ser um ciclo curto aceitável para o processamento da resina Onda Ceryl.

Com relação à análise fractográfica através da análise macroscópica quantitativa para ambos os ciclos, para os valores angulares e o valor do raio verifica-se que não houve diferenças estatísticas significantes entre os mesmos (Tabela 3 e Figura 26). Este fato indica que os mesmos estão de acordo com os princípios que regem a fractografia, onde se preconiza que os ângulos A e B formados entre o ponto de origem de fratura e os planos de clivagem são determinantes da classificação das fraturas que se norteiam para superiores a 50° para as ditas mistas e entre 40 e 50° (em média 45°) para as ditas friáveis. Também há que se considerar que para a obtenção destes resultados favoráveis e que se encontram em conformidade com a literatura, a inexistência da correlação entre o Raio do ponto de origem de fratura situado na região de névoa da mesma e os Ângulos A e B, demonstrada pelas Tabelas 4 e 5, foi um resultado que demonstra a fidedignidade da técnica preconizada por este estudo para aferição destas medidas e caracterização da morfologia topográfica das fraturas para ambos os grupos.

7 CONCLUSÃO

De acordo com as limitações impostas por este estudo *in vitro*, conclui-se que as amostras confeccionadas no ciclo alternativo demonstraram as mesmas propriedades físicas e mecânicas, bem como o mesmo comportamento microestrutural quando comparadas àquelas confeccionadas através do ciclo proposto pelo fabricante.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Al Hanbali E, Kelleway JP, Howlett JA. Acrylic denture distortion following double processing with microwave or heat. *J Dent.* 1991;19(3):176-80.

Anthony, DH, Peyton, FA. Dimensional accuracy of various denture-base materials. . *J Prosthet Dent.*1986; 12(1):67-81.

Beyli MS, Von Fraunhofer JA. An analysis of causes of fracture of acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1981;46(3):238-41.

Blagojevic V, Murply EVM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *J Oral Rehabil.* 1999; 26(10):804-08.

Boberick KG, McCool J. Dimensional stability of record bases fabricated from light-polymerized composite using two methods. *J Prosthet Dent.* 1998;79(4):399-403.

Callister (a) WD Jr. Cap. 8. Falhas, 129-146. *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução.* 5ª ed. Rio de Janeiro: LTC, 2002.

Callister (b) WD Jr. Cap. 15. Estruturas Poliméricas, 308-326. *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução.* 5ª ed. Rio de Janeiro: LTC, 2002.

Callister (c) WD Jr. Cap. 16. Características, Aplicações e o Processamento dos Polímeros, 327-357. *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução.* 5ª ed. Rio de Janeiro: LTC, 2002.

Darbar, UR; Hugget, R, Harrison, A. Denture fracture – a survey. *Br Dent J.* 1994; 176(5):342-45.

De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 1987;57(5):650-58.

Del Bel Cury A.A, Rached RN, Ganzarolli S M. Microwave-cured acrylic resins and silicone-gypsum moulding technique. *J Oral Rehabil.* 2001;28(4):433-8.

Ganzarolli SM, Rached RN, Rodrigues Garcia RM, Del Bel Cury A.A. Effect of cooling in denture base resins. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(8):787-90.

Hanaa AE, Adel MAH. Accuracy of freely adapted resin record bases. *J Prosthet Dent.* 1995; 73: 348-53.

Hayden WJ. Hexural strenght of microwave-cured denture baseplates. *Gen. Dent.* 1986; 34: 367-71.

Hertzberg, RW. Deformation and fracture mechanics of engineering materials. 4th New York: JW, Inc., 1996.

Hogan PF, Mori T. Development of a method of continuous temperature measuremnr for microwave denture processing. *Dental Materials.* 1990;9(1):1-11.

Hugget, R, Brooks, SC, Bates, JF. The effect of different curing cycles on the dimensional accuracy of acrylic resin denture base materials. *Quintessence Dent Techn.* 1984;8(2):81-5.

Keenan PL, Radford DR, Clark RK. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. *J Prosthet Dent.* 2003; 89(1):37-44.

Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent.* 2002;87(6):642-9.

Kimura H, Teraoka F, Ohnishi H, Saito T, Manabu Y. Applications of microwave for dental technique (part 1). Dough-forming and curing of acrylic resins. *J Osaka Univ Dent Sch.* 1983; 23: 43-9.

Kimura, H.; Teraoka, F.; Sugita, M. Application of microwave for dental technique (Part 2)—Adaptability of cured acrylic resins. *J Osaka Univ Dent Sch.*, 1984; 24: 21-9.

Levin B, Sanders JL, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent.*, 1989;61(3):381-3.

Mecholsky, JJ. Fractografhy: Determining the sites of fracture initiation. *Dent Mater,* 1995;11(3):113-16.

Memon MS, Yunus N, Razak AA. Some mechanical properties of a highly cross-linked, microwave-polymerized, injection-molded denture base polymer. *Int J Prosthodont.* 2001;14(3):214-8.

Merret K, Cornelius RM, Mcclung WG, Unsworth LD, Sheardown H. Surface analyses methods for characterizing polymeric biomaterials. *J Biomater Sci Polymer Edn.* 2002; 13(6):593-621.

Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dent Univ.* 1968;2(1): 23-40.

Oku JI. Impact properties of acrylic denture base resin. – Part 01 – A new method for determination of impact properties. *J Dental Mater.* 1988;7(2):166-73.

Phoenix RD. Introduction of a denture injection system for use with microwaveable acrylic resins. *J Prosthodont.* 1997;6(4):286-291.

Polyzois GL, Tarantili PA, Frangou MJ, Andreopoulos AG. Fracture force, deflection at fracture, and toughness of repaired denture resin subjected to microwave polymerization or reinforced with wire or glass fiber. *J Prosthet Dent.* 2001;86(6):613-9.

Price CA. The effect of cross-linking agents on the impact resistance of a linear poly (methyl methacrylate) Denture-base polymer. *J Dent Res.* 1986;65(7):987-92.

Rizzati-Barbosa, CM, Nadin, PS, Del Bel Cury, AA, Rodrigues-Garcia, RM. Uso de la energía de microondas en el procesamiento de la prótesis odontológicas. *Rev. Asoc. Odontol. Argent.* 1998;86(2):105-8.

Rodrigues-Garcia, RC, Del Bel Cury, AA. Reembasamento de bases de prótese: métodos convencional e por microondas. *Rev Odontol Univ São Paulo.* 1996;10(4): 295-302.

Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J. Prosthet Dent.* 2002;87(4):364-79.

Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. *Quintessence Int.* 1991;22(3):181-186.

- Shlosberg SR, *et al.* Microwave energy polymerization of poly (methylmethacrylate) denture base resin. *Int J Prosthodont.*1989;2(5):453-8.
- Sykora O, Sutow, EJ. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. *J Oral Rehabil.* 1993;20(1):19-31.
- Smith, LT, Powers, JM, Ladd, D. Mechanical properties of a new dentures resins polymerized by visible light, heat, and microwave energy. *Int J Prosth.*1992;5(4):315-20.
- Takamata T, Setcos, JC, Phillips, RW, Boone, ME.. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. *J Am Dent Assoc.*1989;119(2):271-6.
- Takamata T, Setcos JC. Resin dentures bases: Review of accuracy and methods of polymerization. *Int J Prosthodont.*1989;2(6):555-62.
- Teraoka F, Takahashi J. Controlled polymerization system for fabricating precise dentures. *J Prosthet Dent.* 2000;83(5):514-20.
- Turck MD, Lang BR, Wilcox DE, Meiers JC. Direct measurement of dimensional accuracy with three denture-processing techniques. *Int J Prosthodont.*1991;9(4):451-60.
- Vasconcelos L, Feitosa MAL, Del Bel Cury AA, Rodrigues Garcia RCM. Avaliação de um ciclo alternativo de polimerização para a resina acrílica de microondas. *RPG Rev Pós Grad.* 2003;10(2):108-112.
- Wallace PW, Graser GN. Dimensional accuracy of denture bases cured by microwave energy. *J Prosthet Dent.* 1991;66(3):403-09.

9 OBRAS CONSULTADAS

Annusavice K J. Phillips Materiais Dentários. 10ªed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. Caps. 3,4,10,11.

Craig RG. Restorative dental materials. 10th ed. Saint Louis : Mosby, 1997. Chap.19, p.500-51.

Phillips RW. Skinner materiais dentários. 9.ed. Tradução por Julio Jorge D'Albuquerque. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. 334p. Tradução de: Skinner's science of dental materials.

ANEXOS

ANEXO 1

Resultados

1. Valores individuais para alteração dimensional antes e após a imersão em água por trinta dias para os dois ciclos

Tabela 7. Valores de alteração dimensional em μm nos três pontos do ciclo do fabricante antes e após a imersão em água por 30 dias.

	Leitura imediata			Leitura após imersão em água 30 dias		
	PA	PB	PC	PA	PB	PC
A1	59,17	59,17	65,087	59,17	53,253	53,253
A2	76,921	82,838	65,087	65,087	65,087	53,253
A3	76,921	88,755	65,087	65,087	71,25	59,17
A7	82,838	88,755	71,004	71,004	82,838	65,087
A8	65,087	76,921	65,087	53,253	76,921	53,253
A11	65,087	71,004	59,17	53,253	71,004	53,253
A12	65,087	76,921	65,087	53,253	59,17	53,253
A15	59,17	71,004	53,253	53,253	59,17	41,419
A19	76,921	65,087	71,004	59,17	53,253	59,17
A20	82,838	88,755	71,004	65,087	76,921	53,253
MÉDIA	71,004	76,921	65,087	59,762	66,887	54,436
DESV PADRÃO	9,251	10,437	5,579	6,512	10,466	6,111

Tabela 8. Valores de alteração dimensional em μm nos três pontos do ciclo alternativo antes e após a imersão em água por 30 dias.

	Leitura imediata			Leitura após imersão em água 30 dias		
	PA	PB	PC	PA	PB	PC
A4	71,004	82,838	76,921	65,087	76,921	71,004
A5	59,17	59,17	53,253	47,336	53,253	41,419
A6	76,921	88,755	71,004	65,087	77,148	71,004
A9	82,838	88,755	76,921	65,087	76,921	59,17
A10	65,087	76,921	71,004	59,17	71,004	53,253
A13	71,004	88,755	71,004	59,17	71,004	53,253
A14	65,087	65,087	59,17	59,17	65,087	53,253
A17	53,253	76,921	65,087	41,419	59,17	53,253
A18	76,921	82,838	71,004	59,17	71,004	59,17
A21	76,921	76,921	71,004	65,087	71,004	65,087
MÉDIA	69,820	78,696	68,637	58,578	69,251	57,986
DESV PADRÃO	9,166	10,076	7,484	8,108	7,938	9,166

2. Valores individuais do ensaio de resistência ao impacto

Tabela 9. Valores de resistência ao impacto no momento de ruptura em Kp.cm e em Joules.

	Ciclo do Fabricante			Ciclo Alternativo		
	Ciclo do Fabricante		RI (J)	Ciclo Alternativo		RI (J)
	RI (Kp.cm)	Constante		RI (Kp.cm)	Constante	
AM 01	2.0	0.098067	0.19613	2.5	0.098067	0.24517
AM 02	2.0	0.098067	0.19613	1.8	0.098067	0.17652
AM 03	2.1	0.098067	0.20594	1.8	0.098067	0.17652
AM 04	2.2	0.098067	0.21575	2.0	0.098067	0.19613
AM 05	2.6	0.098067	0.25497	2.4	0.098067	0.23536
AM 06	2.5	0.098067	0.24517	1.8	0.098067	0.17652
AM 07	1.8	0.098067	0.17652	1.8	0.098067	0.17652
AM 08	1.8	0.098067	0.17652	2.8	0.098067	0.27459
AM 09	2.2	0.098067	0.21575	2.4	0.098067	0.23536
AM 10	2.5	0.098067	0.24517	2.2	0.098067	0.21575
AM 11	2.0	0.098067	0.19613	2.8	0.098067	0.27459
AM 12	2.6	0.098067	0.25497	2.0	0.098067	0.19613
AM 13	2.6	0.098067	0.25497	2.6	0.098067	0.25497
AM 14	1.9	0.098067	0.18633	2.7	0.098067	0.26478
AM 15	2.5	0.098067	0.24517	2.2	0.098067	0.21575
AM 16	2.8	0.098067	0.27459	2.0	0.098067	0.19613
AM 17	2.7	0.098067	0.26478	2.1	0.098067	0.20594
AM 18	2.9	0.098067	0.28439	1.8	0.098067	0.17652
AM 19	2.4	0.098067	0.23536	2.2	0.098067	0.21575
AM 20	2.6	0.098067	0.25497	2.4	0.098067	0.23536
Média	2.335		0.22899	2.215		0.21722
D.P.	0.34225		0.03356	0.34531		0.03386
C.V.(%)	14.7		14.7	15.6		15.6

3. Valores individuais para a análise qualitativa e quantitativa da morfologia de fratura no ciclo do fabricante

Tabela 10

Valores do ângulo A, ângulo B e Raio encontrados para o ciclo do fabricante.

CICLO DO FABRICANTE					
	FF	FM	Raio	Ângulo A	Ângulo B
AM 01	x		70,4711	44,6728	44,5971
AM 02	x		71,6425	45,241	46,7442
AM 03		x	70,6207	64,2103	68,3765
AM 04	x		72,0904	47,3157	48,782
AM 05		x	72,0486	65,181	62,1169
AM 06	x		71,4031	46,3675	47,9062
AM 07	x		71,075	45,5803	44,4867
AM 08	x		74,2204	46,1288	45,3791
AM 09	x		70,6882	44,648	47,3958
AM 10	x		73,7823	40,7538	43,1035
AM 11	x		70,865	46,1734	46,6383
AM 12	x		72,5086	45,0136	44,6125
AM 13		x	71, 6554	46,0864	44,4967
AM 14	x		71,1815	45,0452	45,2735
AM 15	x		73,8877	55,5061	56,7147
AM 16		x	72,2452	47,8519	46,9962
AM 17	x		74,0318	46,4952	46,3971
AM 18		x	70,4385	47,5332	47,2095
AM 19	x		70,7578	47,4673	45,9593
AM 20		x	70,4711	46,9316	47,2403
SOMA	14	6			
MÉDIA			71,812079	48,210155	48,521305
DESV PADRÃO			1,3130613	6,22774526	6,4249078
C. V. (%)			1,72413	38,78481	41,27944

4. Valores individuais para a análise qualitativa e quantitativa da morfologia de fratura no ciclo alternativo

Tabela 11

Valores do ângulo A, ângulo B e Raio encontrados para o ciclo alternativo.

CICLO ALTERNATIVO					
	FF	FM	Raio	Ângulo A	Ângulo B
AM 01	x		73,4319	40,9347	40,8785
AM 02	x		71,0609	46,9286	46,0425
AM 03	x		73,9755	46,0092	46,2732
AM 04	x		73,3721	46,7145	47,5315
AM 05	x		74,1105	46,2461	46,6235
AM 06	x		73,1621	40,1808	40,5532
AM 07	x		72,4718	41,7769	44,6976
AM 08	x		72,7722	44,8825	44,5104
AM 09	x		71,549	42,6888	47,7604
AM 10		x	73,4124	59,244	56,4397
AM 11		x	70,2336	61,8062	58,2677
AM 12		x	73,236	59,0118	61,3844
AM 13	x		72,3105	43,6327	46,0634
AM 14		x	71,6822	59,7562	61,3844
AM 15	x		72,5534	46,335	48,7574
AM 16	x		71,5974	43,0338	45,3235
AM 17	x		73,5541	44,0667	45,4616
AM 18	x		72,9449	45,2535	47,3298
AM 19	x		71,2605	45,9156	46,7135
AM 20	x		70,1491	43,5744	47,6823
SOMA	16	4			
MÉDIA			72,442005	47,3996	48,483925
DESV PADRÃO			1,17487626	6,728976428	6,02027402
C. V. (%)			1,380334	45,279124	36,2436993

ANEXO 2

Análise estatística

1. Alteração dimensional

Tabela 12

Resultados dos testes de normalidade dos dados.

Variável	Estatística de Kolmogorov-Smirnov	p-valor	Conclusão
PA	0,054	> 0,15	Normalidade
PB	0,097	> 0,15	Normalidade
PC	0,067	> 0,15	Normalidade

Tabela 13

Resultados dos testes de homogeneidade de variâncias entre os grupos.

Variável	Estatística de Bartlett	p-valor	Conclusão
PA	1,273	0,735	Variâncias homogêneas
PB	0,829	0,842	Variâncias homogêneas
PC	2,579	0,461	Variâncias homogêneas

Tabela 14

Coefficientes de correlação e p-valores para os dados do ciclo do fabricante.

	PA - antes	PB - antes	PC - antes	PA - depois	PB- depois
PB - antes	0,725 (0,018*)				
PC - antes	0,754 (0,012*)	0,334 (0,345)			
PA- depois	0,839 (0,002**)	0,630 (0,051)	0,642 (0,045*)		
PB - depois	0,524 (0,120)	0,786 (0,007**)	0,266 (0,457)	0,442 (0,201)	
PC - depois	0,688 (0,028*)	0,366 (0,298)	0,799 (0,006**)	0,665 (0,036*)	0,391 (0,264)

Tabela 15

Coeficientes de correlação e p-valores para os dados do ciclo alternativo.

	PA - antes	PB - antes	PC - antes	PA - depois	PB- depois
PB - antes	0,657 (0,039*)				
PC - antes	0,692 (0,027*)	0,887 (0,001**)			
PA - depois	0,879 (0,001**)	0,538 (0,109)	0,679 (0,031*)		
PB - depois	0,826 (0,003**)	0,825 (0,003**)	0,904 (<0,001**)	0,891 (0,001**)	
PC - depois	0,630 (0,051)	0,657 (0,039*)	0,748 (0,013*)	0,722 (0,018*)	0,828 (0,003**)

Tabela 16

Esquema de análise de variância em parcelas subdivididas

Causa de Variação (CV)	Graus de Liberdade (G.L.)	Somas de Quadrados (S.Q.)	Quadrados Médios (Q.M.)	Estatística F	p-valor
Ciclos	1				
Resíduo (a)	18				

Parcelas	(19)				

Épocas	1				
Ciclos x Épocas	1				
Resíduo (b)	18				
Total	39				

Tabela 17

Tabela de análise de variância para a variável PA.

Causa de Variação (CV)	Graus de Liberdade (G.L.)	Somas de Quadrados (S.Q.)	Quadrados Médios (Q.M.)	Estatística F	p-valor
Ciclos	1	13,9949	13,9949	0,11	0,7442
Resíduo (a)	18	2293,4322	127,4129		
Parcelas	(19)	2307,4271	-		

Épocas	1	1263,8255	1263,8255	110,15	< 0,0001
Ciclos x Épocas	1	0,00004	0,00004	< 0,01	0,9985
Resíduo (b)	18	206,5253	11,4736		
Total	39	3777,7781			

Tabela 18

Tabela de análise de variância para a variável PB.

Causa de Variação (CV)	Graus de Liberdade (G.L.)	Somas de Quadrados (S.Q.)	Quadrados Médios (Q.M.)	Estatística F	p-valor
Ciclos	1	42,8490	42,8490	0,25	0,6235
Resíduo (a)	18	3091,4737	171,7485		
Parcelas	(19)	3134,3227			
Épocas	1	949,0656	949,0656	47,91	< 0,0001
Ciclos x Épocas	1	0,86436	0,86436	0,04	0,8369
Resíduo (b)	18	356,5535	19,8085		
Total	39	4440,8062			

Tabela 19

Tabela de análise de variância para a variável PC.

Causa de Variação (CV)	Graus de Liberdade (G.L.)	Somas de Quadrados (S.Q.)	Quadrados Médios (Q.M.)	Estatística F	p-valor
Ciclos	1	125,9540	125,9540	1,38	0,2558
Resíduo (a)	18	1645,3817	91,4101		
Parcelas	(19)	1771,3357			
Épocas	1	1134,4380	1134,4380	88,37	< 0,001
Ciclos x Épocas	1	0,00001	0,00001	< 0,01	0,9993
Resíduo (b)	18	231,0697	12,8372		
Total	39	3136,8434			

2. Resistência ao impacto

Tabela 20

Resultados dos testes para verificação de normalidade e de homogeneidade de variâncias entre grupos.

Testes	Estatística	p-valor
Kolmogorov-Smirnov ^(a)	0,082	> 0,15
F-Test ^(b)	1,018	0,969

Observações: (a) Testa se os dados podem ser estudados como se fossem provenientes de uma distribuição normal (H_0 : distribuição normal).

(b) Testa a igualdade da variâncias entre os grupos (H_0 : as variâncias são homogêneas).

Tabela 21

Teste de Homogeneidade de Variâncias entre ciclos.

	Estatística	p-valor
F-Teste (dados com distribuição normal)	1,018	0,969
Teste de Levene (qq distribuição contínua)	0,027	0,870

Tabela 22

Teste t e intervalo de confiança para a diferença entre médias de resistência ao impacto, por ciclos.

Ciclos	Média	Desvio Padrão	Desvio Padrão da média.	(*) (**)
Do Fabricante	0,2290	0,0336	0,0075	A
Alternativo	0,2172	0,0339	0,0076	A

(*): letras diferentes indicam que existem diferenças significativas ai nível de probabilidade de 5%.

(**): o valor de t para o teste é de 1,10, com 38 g.l. e um p-valor igual a 0,28.

3. Análise qualitativa e angular de Morfologia de Fratura

Tabela 23

Médias, desvios padrão e coeficientes de variação para A, B e R, por ciclo.

Ciclo	Variável	Média	Desvio Padrão	C.V. (%)
Do Fabricante	Ângulo A	50,00	7,3469	14,7
	Ângulo B	49,75	6,4760	13,0
	Raio R	71,80	1,2785	1,8
Alternativo	Ângulo A	47,40	6,7290	14,2
	Ângulo B	48,48	6,0203	12,4
	Raio R	72,44	1,1749	1,6

Tabela 24

Resultado do teste de Wilcoxon-Mann-Whitney para os ângulos A e B.

Ângulo	Ciclo	Mediana	
A	Do Fabricante	46,43	A
	Alternativo	45,58	A
B	Do Fabricante	46,69	A
	Alternativo	46,67	A

Tabela 25

Resultados do teste de comparação entre ciclos, dentre as fraturas e entre fraturas dentro dos ciclos, para os ângulos A e B.

Ângulo	Fabricante	Fratura Frágil		Fratura Mista	
		Medianas		Medianas	
Ângulo A	Fabricante	45,855	Aa	58,897	Ab
	Alternativo	44,475	Aa	59,500	Ab
Ângulo B	Fabricante	46,061	Aa	57,234	Ab
	Alternativo	46,168	Aa	59,826	Ab

Letras maiúsculas diferentes indicam que os ciclos diferem entre si ao nível de 5% de significância.
Letras minúsculas diferentes indicam que as fraturas diferem entre si ao nível de 5% de significância.

Tabela 26

Resultados do teste de comparação entre ciclos, dentre as fraturas e entre fraturas dentro dos ciclos, para o raio R.

	Fratura Frágil		Fratura Mista	
	Médias		Médias	
Fabricante	72,04	Aa	71,25	Aa
Alternativo	72,52	Aa	72,14	Aa

Letras maiúsculas diferentes indicam que os ciclos diferem entre si ao nível de 5% de significância.
Letras minúsculas diferentes indicam que as fraturas diferem entre si ao nível de 5% de significância.

Tabela 27

Resultados do teste de comparação entre ciclos, dentre as fraturas e entre fraturas dentro dos ciclos, para os ângulos A e B.

		Estatística	p-valor
Ângulo A ⁽¹⁾	FF vs FM d. Fabricante	105,0	0,001
	FF vs FM d. Alternativo	136,0	0,003
Ângulo B ⁽¹⁾	FF vs FM d. Fabricante	105,0	0,001
	FF vs FM d. Alternativo	136,0	0,003
Raio R ⁽²⁾	FF vs FM d. Fabricante	1,59	0,13
	FF vs FM d. Alternativo	0,47	0,67

⁽¹⁾ Teste de Wilcoxon-Mann-Withney.

⁽²⁾ Teste t para duas amostras independentes.

Tabela 28

Resultados do teste de comparação entre ciclos, dentre as fraturas e entre fraturas dentro dos ciclos, para os ângulos A e B.

		Estatística	p-valor
Ângulo A ⁽¹⁾	Fabricante vs Alternativo d. FF	257,0	0,101
	Fabricante vs Alternativo d. FM	30,0	0,594
Ângulo B ⁽¹⁾	Fabricante vs Alternativo d. FF	211,0	0,819
	Fabricante vs Alternativo d. FM	31,0	0,749
Raio R ⁽²⁾	Fabricante vs Alternativo d. FF	-1,02	0,32
	Fabricante vs Alternativo d. FM	-1,09	0,34

⁽¹⁾ Teste de Wilcoxon-Mann-Withney.

⁽²⁾ Teste t para duas amostras independentes.