**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU**

DAVID ALEJANDRO GARCÍA-LÓPEZ

**ESTABILIDADE DIMENSIONAL DA RESINA ACRÍLICA PARA COROAS
PROVISÓRIAS EM FUNÇÃO DE DIFERENTES TIPOS DE
PROCESSAMENTO.**

**BAURU
2009**

DAVID ALEJANDRO GARCÍA-LÓPEZ

**ESTABILIDADE DIMENSIONAL DA RESINA ACRÍLICA PARA COROAS
PROVISÓRIAS EM FUNÇÃO DE DIFERENTES TIPOS DE
PROCESSAMENTO.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

**BAURU
2009**

GARCÍA-LÓPEZ, David Alejandro

G165e Estabilidade dimensional da resina acrílica para coroas provisórias em função de diferentes tipos de processamento. David Alejandro García-López. – Bauru, 2009.

82 p. : il. ; 30cm

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

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

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

Assinatura do autor:

Data: _____ / _____ / _____ .

DADOS CURRICULARES
DAVID ALEJANDRO GARCÍA-LÓPEZ

8 de Julho de 1981 Ambato-Ecuador	Nascimento
1999 – 2004	Graduação em Odontologia - Faculdade de Odontologia de la Universidad San Francisco de Quito
2005 – 2005	Curso de Atualização em Periodontia pelo Instituto de Ensino Odontológico – Bauru SP
2005 – 2006	Curso de Pos-Graduação em Prótese Dentária a nível de Especialização pela Sociedade de Promoção Social do Fissurado Lábio-Palatal (PROFIS) Bauru SP
2006 – 2006	Curso de Atualização em Implantodontia pelo Instituto de Ensino Odontológico – Bauru SP
2006 – 2006	Curso de Atualização em Disfunção Temporomandibular pelo Instituto de Ensino Odontológico – Bauru SP
2007 – 2009	Curso de Pos-Graduação Reabilitação Oral a nível de Mestrado pela Faculdade de Odontología de Bauru – Universidade de São Paulo

DEDICATÓRIA

A Deus, por estar iluminando meu caminho, me dá saúde, perseverança e coragem, para enfrentar todas as dificuldades e aprender com elas. É pela fé e amor em ti, que encontro forças para me tornar uma pessoa melhor.

Agradecimentos Especiais

A meus pais Fredy e Elizabeth não tenho palavras para agradecer todo o amor e carinho e confiança que sempre me deram em todas as etapas da minha vida, eles sempre acreditaram em mim e nunca deixaram de fazer tudo para me ajudar muito obrigado.

A meu Avo Alfredo, sempre foi exemplo para mim, grande parte de todo o que eu sou e graças a ele, sempre com seu carinho e apoio nunca me fez sentir sozinho.

A Verónica, muito obrigado por tudo, pelo carinho, compreensão, apoio, paciência, inteligência são todas as qualidades que sempre estiveram no nosso dia a dia e fizeram crescer nosso amor até agora.

A meus irmãos Ana e Mauricio, sempre foram um apoio mesmo desde longe, sei que sempre estão ao meu lado torcendo por mim e sempre que podiam eles souberam me ajudar em todo.

A minha família toda, que sempre desde o Ecuador estiveram torcendo por mim, meus tios, meus avos, meus primos muito grato.

A meu orientador Prof. Dr, José Henrique Rubo, que sempre esteve prestes a qualquer ajuda, orientação, pela tranquilidade como resolve as coisas é um exemplo como Profissional e como pessoa, muito obrigado.

Agradecimentos

*À **Faculdade de Odontologia de Bauru**, da Universidade de São Paulo, representada pelo Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro, que tornou possível este estágio da minha vida.*

*Aos **Membros da Banca examinadora**, Pela disponibilidade e presteza em avaliar a minha tese, partilhando comigo suas experiências e contribuindo ainda mais para a finalização deste trabalho.*

*Ao Prof. Dr. **Paulo Martins Ferreira**, pela amizade e os ensinamentos transmitidos desde a época do aperfeiçoamento na minha chegada a Bauru, assim como a Marianne o Gabriel e o Felipão que com a sua amizade me ajudaram muito em Bauru.*

*A todos os professores do Departamento de Prótese, **Milton Carlos Gonçalves Salvador, José Henrique Rubo, Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Vinícius Carvalho Porto, Wellington Cardoso Bonachela, Pedro, Lucimar Falavinha Vieira, Renato Freitas, Accácio Lins do Valle, Gerson Bonfante, Paulo Conti**, por todos os ensinamentos essenciais para a minha formação profissional.*

*A Dona **Erica e Bel** que com seu carinho junto com a sua família sempre me ajudaram a ter menos saudades da minha casa, quando elas se transformavam na minha família aqui no Brasil, muito obrigado os levarei sempre no meu coração.*

*Ao **Departamento de Materiais Dentários**, onde foi possível a realização da parte laboratorial deste trabalho, muito obrigado aos professores, funcionários por me permitir usar as instalações e aparelhos sempre que precisei. Muito obrigado.*

*Ao Prof. Dr. **José Roberto Pereira Lauris**, pela orientação na confecção da análises estatística deste trabalho.*

Aos meus colegas de Mestrado, **Priscila, Aline, Rosalyn, Fabio Kenji, Fabio Lorenzoni, Zezo, João Paulo, Felipe, Oswaldo, Marcelo, Paulo, Emilio, Daniel, Cintia, Gustavo** pelo convívio e amizade.

Aos meus amigos de Doutorado, **Noel, Pedro, Eduardo Ayub, Lula, Estevam, Romão, Buda, Murilo, Leandro, Rodrigo, Katia, Paty, Erico, Rafael, Renatão** pela amizade sincera e ajuda brindada em muitas ocasiões.

Aos meus amigos de **Equador** que mesmo na distância sei que sempre torceram por mim muito obrigado.

A meus novos amigos que fiz no Brasil : **Kenji, Thiago, Pedro, Tulio, Omar, Eduardo**, pessoas especiais que Deus colocou no meu caminho, muito obrigado pela amizade, pelo carinho e por compartilhar momentos inesquecíveis.

A todos os meus **pacientes**, que sempre colaboraram, meu afeto e sincera gratidão.

Aos funcionários do Departamento de Prótese, em especial: **Claudia, Reivanildo, Marcelo, Debora e Valquiria** pela atenção dispensados em todos os momentos.

Aos **funcionários do Departamento de Materiais Dentários**, pela ajuda na elaboração deste trabalho.

Aos **funcionários da Biblioteca** pela solicitude e profissionalismo.

Aos **funcionários da Pós Graduação da FOB** pela atenção e sempre disponibilidade, Letícia, Meg, Hebe e Cleusa.

A **CNPq**, pelo apoio financeiro essencial para a concretização dessa etapa da minha vida.

*A **todos os funcionários** da Faculdade de Odontologia de Bauru, que com gentileza atendem às nossas solicitações.*

*Aos amigos que me ajudaram neste trabalho especialmente para o **Fabio Lorenzoni, Fabio Kenji, Aline, Oswaldo, Rosalyn, Daniel, Cintia, Verónica, Buda e Felipe** muito obrigado.*

A todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Muito obrigado.

RESUMO

A importância das restaurações provisórias no tratamento reabilitador oral é inquestionável. Os materiais utilizados para a elaboração deste tipo de restauração, também são de grande importância, tanto em função da técnica de manuseio como na qualidade e características dos mesmos, devido ao fato de que deles depende a longevidade, adaptação e qualidade das restaurações provisórias. O tipo de manipulação e a técnica utilizada influem nas propriedades físicas das resinas acrílicas, o que poderia causar falhas de adaptação. Por essas razões, o presente estudo teve por objetivo avaliar a estabilidade dimensional de uma resina acrílica (Dencor®), utilizada na confecção de coroas provisórias. Foram avaliados cinco tipos de processamento: I – polimerização térmica utilizando líquido de polimerização rápida em mufla; II – autopolimerização sob pressão em matriz de aço inox; III – autopolimerização utilizando pincel; IV – autopolimerização após mistura (pó + líquido) em pote dappen e inserção em matriz de aço inox na fase arenosa; V – autopolimerização após mistura em pote dappen com inserção na matriz de aço inox na fase plástica. Para cada tipo de processamento foram confeccionados 10 corpos-de-prova. Foi avaliada sua estabilidade dimensional por meio de matrizes de aço inox confeccionadas seguindo a especificação da ADA N° 19. Os corpos de prova foram armazenados em água destilada a uma temperatura de 37°C por 6 meses. Durante este tempo eles foram examinados com o microscópio óptico Mitutoyo com aumento de 20 vezes. Os resultados foram submetidos à análise de variância (Teste de Tukey) em nível de 5% de significância. Dos resultados obtidos, observamos que todos os corpos de prova tiveram as alterações dimensionais nos primeiros 7 dias da pesquisa independente da técnica utilizada. Já nos dias 30, 90, 180 não foi observada nenhuma alteração dimensional estatisticamente significativa.

Palavras-chave: Resina Acrílica. Alteração Dimensional. Coroa Provisória.

ABSTRACT

Dimensional stability of acrylic resin for provisional crowns for different types of processing

The importance of the provisional restorations in the oral rehabilitation treatment is undebated. The materials used for the fabrication of this type of restoration, are, as well, of great importance, as much as in function of the processing technique as in their quality and characteristics, due the fact that of them depend the longevity, adaptation and quality of the restorations. The mixing and processing technique influence the physical properties of acrylic resins, what could interfere with the adaptation of the provisional crowns. For these reasons, the present study aimed at evaluating the dimensional stability of an acrylic resin (Dencor®), used for fabrication of provisional crowns. Five types of processing techniques were evaluated: I - thermal polymerization using fast polymerization liquid and flask; II - autopolymerization under pressure in stainless steel matrix; III - autopolymerization using bead brush technique to build the sample; IV - autopolymerization after mixture (powder + liquid) in dappen dish and insertion in stainless steel matrix at the sand phase; V - autopolymerization after mixture in dappen dish with insertion in the stainless steel matrix at the plastic phase. For each type of processing technique, 10 samples were made. Dimensional stability was evaluated by means of steel matrices made following the ADA specification n° 19. The samples were stored in distilled water at a temperature of 37°C for 6 months. During this time they were examined with the optic microscope Mitutoyo with 20x magnification. The results were subjected to the analysis of variance (Test of Tukey) at the significance level of 5%. From the results obtained, it could be observed that all samples had dimensional alterations in the first 7 days independent of the technique used. In days 30, 90, 180 there were no statistically significant dimensional alteration.

Keywords: Acrylic resin. Dimensional alteration. Provisional crown.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Base da matriz.....	44
Figura 2 -	Anel da matriz.....	44
Figura 3 -	Matriz de aço inox.....	44
Figura 4 -	Anel de aço inox.....	44
Figura 5 -	Microscópio óptico Mitutoyo.....	45
Figura 6 -	Balança de precisão.....	45
Figura 7 -	Armazenagem.....	45
Figura 8 -	Resina fase arenosa.....	46
Figura 9 -	Resina fase plástica.....	46
Figura 10 -	Técnica do pincel.....	46
Figura 11 -	Técnica sob pressão.....	47
Figura 12	Técnica na mufla.....	47
Figura 13 -	Câmara de pressão.....	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Médias da alteração dimensional na distância AB para os grupos I, II, III, IV e V, desde a hora 0 até os dias 1, 7, 15, 30, 90, 180.	53
Tabela 2 -	Médias da alteração dimensional na distância CD para os grupos I, II, III, IV e V, desde a hora 0 até os dias 1, 7, 15, 30, 90, 180.....	54
Tabela 3 -	Médias da alteração dimensional na distância AC para os grupos I, II, III, IV e V, desde a hora 0 até os dias 1, 7, 15, 30, 90, 180.....	55
Tabela 4 -	Médias da alteração dimensional na distância BD para os grupos I, II, III, IV e V, desde a hora 0 até os dias 1, 7, 15, 30, 90, 180.....	56
Tabela 5 -	Diferença entre os tempos agrupando as técnicas na distância AB.....	57
Tabela 6 -	Diferença entre os tempos agrupando as técnicas na distância CD	58
Tabela 7 -	Diferença entre os tempos agrupando as técnicas na distância AC.	58
Tabela 8 -	Diferença entre os tempos agrupando as técnicas na distância BD.....	59
Tabela 9 -	Diferença entre os grupos agrupando os tempos na distância AB.....	60

Tabela 10 -	Diferença entre os grupos agrupando os tempos na distância CD.	60
Tabela 11 -	Diferença entre os grupos agrupando os tempos na distância AC.	61
Tabela 12 -	Diferença entre os grupos agrupando os tempos na distância BD.	61

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO	19
2- REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1 Contração de polimerização da resina acrílica.....	35
3- PROPOSIÇÃO	39
4- MATERIAL E MÉTODOS.....	43
4.1 Confeção dos Corpos-de-Prova.....	43
5 – RESULTADOS	53
5.1 Médias da distância AB em relação ao tempo.....	53
5.2 Médias da distância CD em relação ao tempo.....	54
5.3 Médias da distância AC em relação ao tempo.....	55
5.4 Médias da distância BD em relação ao tempo.....	56
5.5 Teste de tukey para a distância AB em diferentes tempos.....	57
5.6 Teste de tukey para a distância CD em diferentes tempos.....	58
5.7 Teste de tukey para a distância AC em diferentes tempos.....	58
5.8 Teste de tukey para a distância BD em diferentes tempos.....	59
5.9 Teste de tukey para a distância AB em diferentes técnicas.....	60
5.10 Teste de tukey para a distância CD em diferentes técnicas.....	60
5.11 Teste de tukey para a distância AC em diferentes técnicas.....	61
5.12 Teste de tukey para a distância BD em diferentes técnicas.....	61
6- DISCUSSÃO.....	65
7- CONCLUSÃO.....	73
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	77

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

O tratamento reabilitador oral necessita de uma fase provisória, freqüentemente, de longa duração. Nesta fase são empregadas restaurações provisórias com a finalidade de proteger o complexo dentina-polpa dos dentes preparados; manter e avaliar os tecidos periodontais; evitar a movimentação dos dentes pilares; auxiliar na estabilização de dentes com mobilidade; fornecer uma estética adequada e promover conforto durante a função fonética e mastigatória. O clínico deve, portanto, entender esta fase como sendo uma oportunidade de se elaborar um modelo e antever o sucesso da restauração definitiva (SHILLINGBURG, 1998; PEGORARO, 2002).

O uso das próteses provisórias durante períodos mais longos é justificado por ser a reabilitação oral um tratamento multidisciplinar consistindo de diversas etapas: preparo dental; procedimentos de impressão; registro e montagem maxilo-mandibular; fabricação laboratorial e prova da prótese definitiva. Estas restaurações provisórias confeccionadas de forma direta ou indireta são empregadas, da mesma maneira, durante os tratamentos complementares, tais como, ortodônticos, endodônticos e periodontais e, por isso, podem ser exigidas por períodos prolongados, em alguns casos, por meses e até anos. Em algumas circunstâncias, por exemplo, um plano de tratamento protético definitivo somente deve ser formulado após o completo tratamento periodontal, o qual inclui desde terapias periodontais preliminares, consistindo de raspagem, curetagem, instrução e motivação em higiene oral até terapias cirúrgicas mais avançadas (PEGORARO, 2002).

Quanto maior o período de tempo de utilização dessas restaurações, maior a durabilidade requerida. Próteses provisórias sem resistência, com mudança na sua estabilidade dimensional e sem adaptação marginal adequada podem levar a recidiva de cáries, sensibilidade dental, inflamação gengival, movimentação do dente preparado, além de constantes fraturas. A falha da restauração provisória através da perda da integridade marginal e/ou fratura, são um inconveniente clínico imensurável podendo comprometer o êxito da prótese definitiva (BASTOS e FERREIRA, 2003).

No tratamento protético, existem diversas técnicas que são utilizadas para confecção de coroas provisórias e para manipulação da resina acrílica com a finalidade de adaptar ou reparar coroas ao longo do tratamento. Essas técnicas podem ser divididas em: 1- técnica direta, onde restauração é feita sobre o dente preparado, diretamente na boca; 2 - técnica indireta, feita fora da boca, sobre um modelo de gesso por um técnico de prótese dentária (SHILLINGBURG et al., 1998).

A opção por uma dessas técnicas depende de fatores clínicos como o tipo e extensão da prótese e o tempo de tratamento esperado. As diferentes técnicas utilizadas podem alterar as propriedades da resina acrílica, comprometendo a qualidade das coroas provisórias e trazendo conseqüências que podem contribuir com o fracasso do tratamento (ZWETCHKENBAUM et al., 1995).

Devemos considerar que existem diferentes características físicas da resina acrílica como a contração, absorção de água, tipo de polimerização e estabilidade dimensional que influenciam diretamente no resultado final da prótese provisória e, conseqüentemente, na definitiva. Os resultados das alterações dimensionais podem ser atribuídos diretamente aos materiais e aos métodos de manipulação dos mesmos (BOBERICK e Mc COOL, 1998; MACHADO et al., 1996; XEDIEK, DOMITTI, CONSANI, 2002).

Em virtude da necessidade de utilização das coroas provisórias por longos períodos de tempo deve-se ter cuidado na eleição do material a ser utilizado e na técnica de manipulação dos mesmos a fim de que a estabilidade dimensional seja adequada. Coroas provisórias com estabilidade dimensional adequada podem ser obtidas através de técnicas variadas de manipulação da resina acrílica (KEYF e ETIKAN, 2002; PFEIFFER e ROSENBAUER, 2004; VALLITTU, 1996).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

Existem poucos estudos sobre estabilidade dimensional em coroas provisórias. A maioria absoluta das publicações aborda a estabilidade dimensional para Prótese Total. O que foi encontrado na literatura relativa a resinas acrílicas para provisórias foram trabalhos onde se pesquisa a contração de polimerização, mas não a estabilidade dimensional, já que estes artigos utilizam uma metodologia baseada na contração imediata das resinas acrílicas sem se atentar para a estabilidade dimensional ao longo do tempo.

Harman (1949) estudou as propriedades das resinas acrílicas utilizando como variáveis o tempo e a temperatura de polimerização, assim como o tamanho dos corpos de prova. Os ciclos de polimerização empregados foram de 71° C por 2 horas e meia; o segundo ciclo partiu da temperatura ambiente aos 100°C em uma hora, sendo deixado nesta condição por 15 minutos; e um terceiro ciclo onde se mantinha a 71°C por duas horas e meia e em fervura por 15 minutos. As avaliações quanto às alterações dimensionais e alteração de peso foram monitoradas por 19 meses. Os resultados mostraram que as alterações dimensionais estão em torno de 0,1%, com os corpos de prova armazenados em água à temperatura de 37° C ao final de 19 meses. Concluiu também que o grau de polimerização alcançado depende, além do tempo e da temperatura de polimerização, do tamanho dos corpos de prova. Como a resistência transversa é determinada pela extensão da polimerização, para verificar esta propriedade deve-se estabelecer o tamanho dos corpos de prova.

Schweitzer (1947) afirmou que concluída a fase de polimerização da resina acrílica e antes da remoção da prótese total do modelo, este deva ser novamente colocado em sua posição original do articulador, para que a oclusão seja reexaminada e corrigida para prevenir erros que possam advir após o processamento das bases de próteses totais.

Caul e Schoonover (1949) desenvolveram um método químico para avaliar o grau de polimerização das resinas acrílicas para bases de dentaduras este método se baseia na media do peso molecular ou do número de uniões químicas duplas. Nesta pesquisa os ciclos de polimerização empregados foram os de 75° C

por duas horas e meia e aquele onde se demoraram 90 minutos para atingir temperatura de 100° C, a qual foi mantida por um período de 45 minutos. Os resultados mostraram uma superioridade, quanto ao grau de polimerização nas resinas que receberam o ciclo a 100° C por 45 minutos. Foi constatado também que diversos polímeros de resina antes da polimerização apresentaram um peso molecular de 3500 M a 36000 M e após a polimerização indicada pelo fabricante, as resinas podem atingir valores como 8000 M a 39000 M, e que a presença de impurezas na resina não permite uma boa polimerização. Os autores constataram também que as temperaturas chegam a 140°C nas regiões mais espessas e a 110°C nas regiões mais finas como o palato.

Skinner (1949) em uma revisão das características físico-químicas das resinas, afirmou que estas sofrem contração durante o processo de polimerização, não apenas por causa da polimerização do monômero, mas devido ao aumento da temperatura ocorrida durante a polimerização. Relata que as resinas contraem de 0,3% a 0,5% na sua dimensão linear após o processamento. Afirmou ainda que as resinas absorvem água e aumentam o seu volume após o processamento, quando armazenadas no interior de líquidos.

Mahler (1951) estudou os efeitos da polimerização de próteses totais e revelou que um aumento de 0,5 mm a 1,0 mm na DV poderia ser esperado. Aumentos mais acentuados em torno de 2,0 mm a 3,0 mm poderiam ocorrer. Porém, embora aumentos de 2 a 3 mm possam parecer muito grandes, esta medida é decorrente da somatória das alterações ocorridas em cada arcada e não representam uma alteração significativa na posição dos dentes. Neste mesmo trabalho o autor avaliou os efeitos da pressão interna nas muflas durante o procedimento de prensagem da resina acrílica na técnica convencional. Segundo o autor, ao final do fechamento da mufla existe uma resistência interna ao escoamento devido à viscosidade da resina acrílica, provocando uma grande distribuição de estresse na prótese antes da polimerização. A manifestação prática dessa condição desigual de estresse é a movimentação de alguns dentes artificiais.

Saizar (1950) relatou que o gesso Paris nem sempre oferece suficiente resistência à compressão e, assim, não possibilita ser comprimido ao se efetuar a prensagem, o que leva ao aumento da DV. Daí ter preferido, o gesso pedra, cujo único inconveniente é a dificuldade na desinclusão da prótese da mufla, por sua maior dureza.

Peyton (1950) dentre outros achados, afirma com relação à temperatura de processamento, que para a maioria dos produtos usados em bases de próteses totais a temperatura utilizada é de 71°C a 75°C. Para alguns produtos chega-se a 82°C ou mais. A temperatura por ele recomendada como ideal é a de 74°C constantes por quatro horas ou mais, obtendo-se assim uma polimerização satisfatória do material.

Aldrovandi (1956) preconizou o uso de prensas com mola durante a fase de polimerização, por achar que elas permitem a manutenção contínua da pressão, possibilitando uma leve abertura da mufla no momento em que a temperatura do material atinge o seu ápice, por conseguinte, maior expansão, permitindo um alívio da resina, pois de outra maneira o molde se deformaria em escala suficiente para distorcer a prótese ou permitir ainda a excessiva ocorrência de deformações internas.

Woelfel, Paffenbarger e Sweenwy (1960) avaliaram as alterações de dimensão de 183 próteses feitas com oito resinas acrílicas (algumas com copolímeros e ligações cruzadas), resina epóxica, resina vinílica e poliestireno. As alterações foram determinadas mediante mensuração da distância de molar a molar. Observaram que para todas as resinas ocorreram alterações nas próteses após sua polimerização, e que resinas convencionais, processadas por técnicas usuais de compressão, são tão estáveis com relação à dimensão vertical quanto aquelas quimicamente modificadas. As maiores alterações ocorreram quando as próteses foram removidas do interior da mufla.

Nishii (1968) realizou um dos primeiros estudos sobre a utilização da energia de microondas na polimerização de resinas acrílicas. Em sua pesquisa, uma resina de ativação térmica ou convencional, foi polimerizada em um forno de microondas projetado especificamente para a pesquisa. Notou o autor que alguns aspectos são de particular importância tais como controle da frequência e da potência da energia emitida do forno. Além disso, outros fatores como o uso de muflas plásticas perfuradas e, a adição de água no interior do forno durante o ciclo de polimerização, auxiliaria no controle da temperatura, possibilitando assim a diminuição da ocorrência de porosidades. Realizou testes mecânicos de dureza, alteração dimensional, sorção de água e resistência flexural, sendo que este último mostrou valores similares aos obtidos no processamento convencional em banho de água aquecida. Os resultados demonstraram ainda que as propriedades como

dureza, estabilidade dimensional e resistência flexural foram incrementadas, na medida em que se aumentou a temperatura do forno microondas e | ou o tempo de polimerização.

Phillips (1973) estudou o resultado da contração das resinas acrílicas durante a polimerização e afirmou que a contração é de 21% em volume, devido à reação do monômero com o polímero.

Muench e Ueti (1974) investigaram a alteração da posição dos dentes em próteses totais superior e inferior, variando a técnica de inclusão, comparando a técnica convencional, onde se faz a muralha de gesso pedra para impedir a movimentação dos dentes artificiais, com uma técnica onde se substitui a muralha de gesso por uma camada de silicona. Concluíram que deve existir algum fato, além da contração de polimerização da resina, que provoca alteração na posição dos dentes e que as duas técnicas experimentadas levaram a resultados semelhantes, principalmente após a desinclusão e imersão dos corpos de prova em solução de cloreto de sódio a 0,9%. Quanto ao aumento da dimensão vertical, os resultados obtidos não mostraram significância estatística entre as duas técnicas, embora houvesse uma tendência de valores maiores para a técnica da silicona.

Antonopoulos (1978) estudou alterações dimensionais e oclusais na confecção de próteses totais utilizando a técnica da resina fluida comparada com a técnica convencional. Os resultados mostraram que pela técnica da resina fluida ocorreu uma maior contração (0,617%) em relação à técnica convencional (0,377%). A diferença de contração apresentada pela técnica da resina fluida foi atribuída à maior quantidade de monômero usado. Porém, após uma semana estocadas em água a 37°C as próteses acrilizadas por esta técnica mostraram uma tendência a retornar à sua forma dimensional original (antes da acrilização). Após três meses as próteses recuperaram quase a metade da contração sofrida. Entretanto os resultados mostraram que as próteses confeccionadas pela técnica da resina fluida mostraram-se tão funcionais quanto às confeccionadas pelo método convencional.

Jagger (1978) estudou o efeito do ciclo de polimerização sobre o grau de polimerização, e as possíveis interferências nas propriedades mecânicas das resinas acrílicas para bases de dentaduras. O material pesquisado não continha o agente de ligação cruzada. Os ciclos de polimerização utilizados foram de: 7 horas a 70°C; por 14 horas a 70°C.; por 1 hora a 100°C e por 7 horas a 70°C e por mais 1 hora a 100°C. A conclusão desta pesquisa mostrou que não há correlação entre o

ciclo de polimerização e a estrutura do polímero, mas que existe relação entre a quantidade do monômero residual e as propriedades da resina, sendo, portanto, o nível de monômero residual um importante indicador para determinação de algumas propriedades como a resistência à tração, ao desgaste e sorção de água.

Zani e Vieira (1979) estudaram os efeitos da silicona como muralha de retenção dos dentes na fase de acrilização de próteses totais. As próteses totais foram montadas e enceradas contendo na superfície oclusal dos primeiros molares superiores e na borda incisal dos dentes um pedaço de fio metálico para avaliação da posição dos dentes antes e após o processamento das mesmas. Oito tipos de silicona foram utilizados no experimento e quarenta próteses totais foram confeccionadas sendo cinco para cada tipo de silicona. Os resultados mostraram que houve uma tendência para a redução da distância entre os primeiros molares e entre os molares e o incisivo central, porém essa distância não foi estatisticamente significativa entre o grupo das siliconas e o grupo controle que foi feito com muralha de gesso.

Firtell, Green e Elahi (1981), pesquisando alterações na temperatura do processamento, verificaram que não houve distorção significativa na região posterior da prótese total, quando o processamento aconteceu em uma temperatura abaixo do recomendado pelos fabricantes. Afirmaram também que as alterações dimensionais não ocorrem apenas devido às variações de temperatura, mas também devido ao coeficiente de expansão linear da resina acrílica e do gesso utilizado para a inclusão das próteses serem diferentes. As resinas acrílicas ao serem submetidas a altas temperaturas passam do ponto vítreo e tornam-se amorfas e, portanto, não ocorre a presença de tensão. Entretanto, ao se resfriarem voltam ao seu estado sólido e sofrem tensões induzidas devido ao coeficiente de expansão linear ser diferente entre o gesso e a resina, sendo que o gesso possui um oitavo do coeficiente de expansão linear da resina acrílica. Alterações estatisticamente significantes não foram notadas na região posterior da prótese total quando, no processamento, a temperatura estava acima do recomendado pelos fabricantes. Os autores acreditam que temperaturas mais baixas diminuem a contração de polimerização.

Lechner e Lautenschlager (1983) estudaram a alteração dimensional em resinas lançando mão do posicionamento de pinos de referencia nas bases e nos modelos, e em seguida radiografando para poder avaliar as alterações ocorridas. Os

corpos de prova foram confeccionadas com diversas espessuras no palato e submetidos a ciclo duplo de polimerização. Os resultados mostraram em todos os casos uma contração em torno de 0,25 a 0,87% com uma média de 0,56% indiferentemente das variáveis induzidas.

Winkler (1988) comparou as vantagens e as desvantagens da técnica da resina fluida com a técnica convencional. Concluiu que a técnica da resina fluida não apresentava resultados superiores quando se comparam as peças que foram obtidas na técnica da moldagem funcional por compressão, mas são satisfatórios.

Honorez et al. (1989) estudaram os efeitos de três ciclos de polimerização de resinas acrílicas sobre as propriedades físicas e químicas. Dos ciclos utilizados dois foram os ciclos recomendados pelos fabricantes das resinas testadas e um ciclo foi o ciclo rápido. Os resultados mostraram que as resinas processadas pelas técnicas dos fabricantes mostraram diferenças nos testes de impacto e dureza, mas não apresentaram diferenças clínicas. A quantidade de monômero residual foi maior quando o ponto de ebulição não foi atingido. O ciclo rápido de polimerização aumentou a quantidade de porosidades e diminuiu a resistência ao impacto, mostrando que as próteses não devem ser polimerizadas colocando-as diretamente em água fervente. As próteses acrilizadas, sem que ocorra a fervura da água, apresentaram uma quantidade de monômero residual três vezes maior em relação às próteses que foram submetidas a água fervente.

Jerolimov, Brooks e Bates (1989) estudaram as propriedades das resinas acrílicas de ativação térmica e compararam ciclos de polimerização curtos e longos. Assim, variaram a concentração dos agentes de ativação contidos no polímero, no caso, peróxido de benzoíla e no monômero variou-se a concentração da dimetilparatoluidina (DMPT), uma amina terciária. Os autores recomendam os ciclos longos a 70°C, pois as resinas possuem baixa condutividade térmica, ocorrendo uma maior taxa de conversão do monômero. Ao final do ciclo, a elevação para 100°C favoreceu a conversão de traços finais de monômero sem o aparecimento de bolhas. A variação na concentração dos iniciadores não influenciou nas propriedades mecânicas.

Levin e Reitz (1989) estudaram o uso da energia de microondas para o processamento de resinas acrílicas e compararam às resinas processadas pelo método convencional por banhos de água. Os resultados mostraram que quanto à dureza, porosidade e à flexão transversal, não ocorreram diferenças

estatisticamente significantes entre os métodos utilizados. Os resultados mostraram também que uma das desvantagens do uso da energia de microondas é o alto custo das muflas para microondas que devem ser de plástico e, são mais suscetíveis a quebras. A pressão utilizada no ato da colocação da resina acrílica não deve ultrapassar os 1200 psi (libras).

Takamata et al. (1989) estudaram a adaptação das resinas acrílicas devido à influência do modo de polimerização. Os métodos utilizados foram: o calor, a luz e a energia de microondas. Todos os métodos utilizados mostraram que a resina acrílica sofre processos de contração de processamento. O método de polimerização por banhos de água de 70°C a 100°C mostrou a pior adaptação. Utilizando-se o método de polimerização por luz, os resultados foram intermediários em relação às processadas pelo método de polimerização por energia de microondas.

Latta (1990) avaliou a estabilidade dimensional para bases de próteses totais após o processamento. Durante os anos de pesquisa sobre resinas acrílicas, muitos autores chegaram à conclusão de que ocorreram mudanças na densidade durante a fase de polimerização do metilmetacrilato resultando em uma contração linear calculada em aproximadamente 0,2% a 0,5%. Essa contração é compensada pela expansão higroscópica das bases das próteses após o processamento, fazendo com que as mesmas se aproximem do tamanho original e tornando-as clinicamente aceitáveis. Quarenta próteses totais superiores foram construídas em um modelo padrão, mantendo-se a mesma montagem de dentes e a mesma espessura da base de resina acrílica. Ocorreram alterações dimensionais após a demuflagem no sentido ântero-posterior e de molar a molar em todos os casos.

Salim, Sadamori e Hamada (1992) estudaram as alterações dimensionais sofridas pelas resinas acrílicas submetidas a três métodos de polimerização. No primeiro método utilizou-se a resina BIO RESIN colocando-a em banhos de água quente, sendo 90 minutos a 70°C e depois 100°C por 30 minutos. No segundo processo utilizou-se a resina SR-IVOCAP com um banho de água quente a 100°C por 35 minutos a uma pressão de 6 atm. No terceiro ciclo utilizou-se a resina Acron MC e um forno de microondas por 3 minutos a 500W. Não ocorreram diferenças estatísticas no primeiro e no terceiro métodos de acrilização, porém no segundo método houve uma menor alteração dimensional.

Compagnoni et al. (1993) realizaram uma pesquisa visando estudar a união prévia dos dentes artificiais na confecção das próteses totais antes da prensagem, a fim de observar em qual fase laboratorial (inclusão, polimerização ou demuflagem) tais alterações ocorrem. Concluíram que a fixação dos dentes artificiais, antes da prensagem das próteses totais, não impede a movimentação dos mesmos durante as fases seguintes (polimerização e desinclusão); durante a fase de inclusão das próteses totais ocorreram modificações no posicionamento dos dentes artificiais.

A alteração dimensional também foi analisada por Corrêa (1993). Esse autor utilizou um método de análise tridimensional, concluindo que a alteração dimensional encontrava-se presente em todas as situações. Com o advento de novos recursos, realizou um trabalho visando avaliar a adaptação das bases das próteses totais obtidas pelo processo de irradiação por microondas e pelo método convencional. Chegou à conclusão de que próteses polimerizadas por irradiação de microondas são aceitáveis.

Corrêa (1993) verificou se a espessura da base de prova tem influência na alteração dimensional da resina. Com os resultados obtidos concluiu que orifícios, no modelo de trabalho, e a diferença entre as espessuras das bases podem diminuir a alteração dimensional da prótese total da região posterior. Nas condições atípicas propostas - uma semana em soro fisiológico 37°C e ciclagem térmica a 700 ciclos não houve alterações significantes.

Ilbay, Guvener e Alkumru (1994) avaliaram técnicas de polimerização de resinas acrílicas por energia de microondas. Vinte e um métodos de polimerização por energia de microondas foram utilizados variando o tempo. O tempo necessário para a completa polimerização e para o qual a resina acrílica obtivesse a maior resistência foi de 3 minutos a uma potência de 550W. No processo de produção de calor por microondas, a energia da onda eletromagnética é convertida em energia térmica pelo resultado de perdas dielétricas através das substâncias que as ondas penetram. Em outras palavras, as microondas causam uma vibração molecular da água presente da ordem de 2 a 3 bilhões de vezes por segundo, causando, assim fricção e aumento de temperatura.

Kimpara (1995) tentou determinar a alteração dimensional (em porcentagem) e porosidade das resinas acrílicas para base de próteses totais. Para avaliar as alterações dimensionais as variáveis foram: 1) iniciar a polimerização

imediatamente após a prensagem ou 24 horas após; 2) condensar a resina nas fases borrachóide, plástica e pegajosa; 3) determinar as alterações após a desinclusão, em 2 e 8 semanas após a imersão em água. Dos resultados foi possível concluir que a polimerização imediatamente após a prensagem ou 24 horas depois não influenciou na magnitude da contração, mas a polimerização imediata conduz mais facilmente a formação de porosidade; a fase borrachóide não induziu a uma maior contração que a fase plástica e quanto à porosidade tende a diminuí-la; a imersão em água recupera parte da contração de polimerização; a contração varia com o local dos dentes; com polimerização após 24 horas a formação de porosidades é menor.

Rizzati-Barbosa, Del Bel Cury e Panzeri (1995) estudaram a influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. Para o estudo foram confeccionadas 60 amostras utilizando duas resinas, uma convencional com ligação cruzada (Lucitone 550®), polimerizada por banho de água quente a 73°C por 9 horas, e outra para microondas (ACRON MC ®) polimerizada em ciclos de 500W por 3 minutos e 90W por 13 minutos. Os corpos de prova foram avaliados logo após o acabamento das amostras e após 30 dias armazenadas em água destilada. Os resultados mostraram que as amostras processadas por energia de microondas em ciclo curto apresentaram melhor adaptação. Todas as próteses após o período de armazenamento em água apresentaram melhor adaptação.

Segundo Craig (1997), a prensagem das resinas nas fases anteriores à plástica permitiu melhor escoamento por apresentar menor viscosidade. Entretanto, existiu um aumento da porosidade devido à maior concentração de monômero livre. Já quando a prensagem foi feita na fase plástica ocorre uma deficiência na reprodução dos detalhes e ocorre a possibilidade um aumento da dimensão vertical devido à dificuldade de se fechar a mufla, além da possibilidade de movimentação ou fratura dos dentes.

Gomes, Mori e Corrêa (1997) utilizaram a silicona em substituição à muralha de gesso pedra que protege os dentes artificiais. Após a demuflagem, quase sempre se exige uma nova reescultura da prótese, consumindo tempo, alterando algumas vezes a estética e o acabamento. A silicona possibilita facilidade de trabalho, limpeza, boa adaptação à cera e ao gesso e baixo custo operacional.

Jamani e Abuzar (1998) estudaram o efeito da espessura das próteses totais na movimentação dos dentes artificiais durante o processamento de bases de próteses totais. Foram confeccionados dez modelos superiores a partir de uma arcada de um paciente totalmente desdentado. A partir disso foram enceradas cinco próteses totais com 1,25 mm de espessura no palato e outras cinco próteses foram enceradas com 2,5 mm de espessura na região do palato. Os dentes foram montados sobre a crista do rebordo e sobre cada dente foi inserido um pino vertical para se averiguar a movimentação dos dentes após a fase de acrilização. As próteses foram radiografadas através de um aparelho digital (Eikomix Image Digitizer) imediatamente antes de serem processadas, após a demuflagem e após o acabamento e polimento. Todas as próteses foram processadas pelo ciclo longo de 74°C por nove horas. Os resultados indicaram que ocorreu um aumento da distância molar-molar nas próteses com base espessa, e nas próteses com base mais fina a movimentação foi menor.

Komiyama e Kawara (1998) estudaram a liberação de tensão após a desinclusão das próteses totais após o ciclo de polimerização térmico. O ciclo de polimerização partiu de 70°C por 90 minutos e após esse tempo a temperatura foi elevada a 100°C por 60 minutos e mantidos nesta temperatura por mais 30 minutos. As próteses foram desincluídas da mufla 4 horas após o término do ciclo de polimerização com as muflas deixadas sobre uma bancada e após 1, 3, 5 e 10 dias após o término dos ciclos de polimerização. Os resultados mostraram que as alterações dimensionais e a liberação de tensões foram menores quando as próteses foram desincluídas com pelo menos um dia de espera.

Nogueira, Ogle e Davis (1999) compararam a técnica por prensagem convencional com a técnica por resina injetada, ou fluida. Após a desinclusão as próteses totais foram remontadas no articulador e a abertura do pino incisal foi medida com paquímetro. Os autores concluíram que o método de prensagem por injeção promoveu uma maior abertura do pino incisal que a técnica convencional.

Ogawa, Tanaka e Koyano (2000) estudaram os efeitos da temperatura sobre o aumento da resistência da resina acrílica quimicamente ativada. As resinas acrílicas ativadas quimicamente quando são submetidas mergulhadas em água com temperaturas em 60°C a 80°C têm suas propriedades mecânicas melhoradas, pois o calor ativa a reação química entre o monômero e o polímero produzindo assim uma

polimerização mais completa. Por outro lado, a ativação por calor induz uma maior contração durante a fase de polimerização.

Swords et al. (2000) avaliaram a dimensão vertical de oclusão de próteses totais superiores após a acrilização em relação às próteses montadas em cera pelo período de 48 horas. O estudo avaliou três tipos de resina comercialmente vendidos, utilizando os métodos de compressão, por injeção e pela técnica da resina fluida. Dez próteses foram confeccionadas para cada tipo de resina. A dimensão vertical de oclusão foi mensurada na fase da prótese montada em cera e após 0, 3, 6, 24 e 48 horas após a acrilização. Após a acrilização, as mensurações foram feitas pelo método da remontagem laboratorial. Após 48 horas, todas as próteses mostraram um aumento da dimensão vertical de oclusão inferior a 1 mm quando comparadas com as mesmas montadas em cera. A técnica pelo método da compressão não mostrou diferenças estatisticamente significantes em relação as outras duas técnicas.

Salvador et al. (2001) avaliaram a alteração da dimensão vertical de oclusão em próteses totais decorrentes de diferentes processamentos. Utilizaram-se 30 corpos de prova e três diferentes tipos de resinas acrílicas dentais termopolimerizáveis: Ondacryl (resina própria para microondas), Clássico (resina convencional) e Acron MC. Foram processadas com potência de 800W por três ciclos: 3 minutos a uma máxima de 40% da capacidade máxima; 4 minutos a uma de 0% da capacidade (pausa); e 3 minutos a uma potência de 90% da capacidade máxima. Avaliaram as próteses totais padronizadas remontadas e reposicionadas no articulador Dentatus em relógio micrométrico digital, ambos acoplados ao pino incisal do articulador. Demonstraram que houve diferença significativa entre as amostras, sendo que todas sofreram alteração dimensional da dimensão vertical de oclusão.

Rodrigues (2002) avaliou a alteração linear (plano horizontal) da posição dos dentes artificiais durante a fase de processamento em função do tipo de muralha de contenção (grupo I - Silicona para laboratório Vip-Sil, endurecimento por condensação baixa viscosidade, grupo II - Silicona para laboratório Labor Mass, grupo III - Gesso pedra tipo III). Utilizaram-se 30 corpos de prova nos moldes de prótese total superior, onde foram inseridos pontos de referência nos seguintes locais: ponto médio do bordo incisal dos incisivos centrais, nas cúspides vestibulares dos primeiros pré-molares superiores de ambos os lados, e nas cúspides disto

vestibulares dos segundos molares superiores de ambos os lados. Foram efetuadas leituras das distâncias entre os pontos de referência através de um paquímetro digital Mitutoyo, com precisão de centésimos de milímetro, nas seguintes fases: 1- Primeiro estágio: após montados os dentes em cera; 2-Segundo estágio: após desinclusão da mufla mantendo o modelo funcional em posição. Os resultados indicaram que os três tipos de muralha de contenção comparados não apresentaram diferença estatisticamente significativa na alteração da posição dos dentes.

Bindo (2003) estudou a dureza e o módulo de elasticidade na superfície de resinas acrílicas para bases de prótese total. Foram analisadas as resinas Clássico, QC-20 e Lucitone, específicas para termopolimerização, e Acron MC e VIPI-WAVE para polimerização com energia de microondas. Os resultados mostraram que a resina Clássico apresenta maior nanodureza e maior módulo de elasticidade frente às suas congêneres, enquanto a Acron MC repete tal fato para energia de microondas.

Pavarina et al. (2003) avaliaram a propriedade de resistência à flexão de resinas acrílicas quando submetidas a diferentes processos de desinfecção. Para o estudo utilizaram duas resinas de ativação térmica a Lucitone 550 e a QC-20. Após a imersão destes em água a 37°C por 2 horas os mesmos foram separados em grupos conforme o tipo de processo de desinfecção. Os resultados foram submetidos a testes de mecânicos e os dados foram submetidos a análise estatística, não ocorrendo diferenças estatísticas nos valores encontrados para todos os grupos. Entretanto, quando se compararam as resinas notou-se diferenças significativas ($p < 0,05$), onde a Lucitone 550 produziu maiores valores de resistência à flexão do que a QC-20. Este fato seria explicado em parte pelo fato do ciclo de polimerização da QC-20 promover um aumento rápido da temperatura ainda no início do ciclo o que resultaria em altos níveis de monômero residual. O autor ressalta que o fabricante emprega um agente químico na composição do material que faria aumentar a temperatura de ebulição do monômero.

Lai et al. (2004) estudaram a influência do forno de microondas para a polimerização de resinas acrílicas. A resina avaliada foi a (Optilon-399, Coltene) que foi polimerizada em um forno de potência máxima de 800W, onde se variou a relação temperatura/tempo nas seguintes situações: 80W, 160W, 240W, 560W por 15 min, 10 min, 7 min e 2 min, separadamente; ao final de cada fase acrescentou-se um ciclo adicional de 560w por 2 min para todos os grupos. Um grupo controle foi

adotado com a polimerização da mesma resina, de modo convencional de água aquecida (70°C por 9h). Um total de 10 corpos de prova foi obtido em cada grupo e procederam-se os testes. Quanto à solubilidade não se notou diferenças significativas para ambas as técnicas, porém no item porosidade, variações ocorreram quando se utilizou a de 560W (maiores porosidades) . E os melhores resultados vieram com a polimerização com 240W. Dessa forma, os autores salientaram a importância de se selecionar o tempo mais adequado para polimerização em microondas, uma vez que esta influencia diretamente as características morfológicas e as propriedades mecânicas.

Kimoto et al. (2005) estudaram os efeitos do resfriamento das próteses totais após os ciclos de polimerização. Foi avaliado o grau de contração após a polimerização e o resfriamento das resinas acrílicas. Após a polimerização os corpos de prova foram submetidos a dois métodos de resfriamento. No primeiro, após serem removidos da polimerizadora, que continha água a 100°C, os corpos foram demuflados imediatamente e deixados em um ambiente a 20°C até chegar a esta temperatura. No segundo caso, os corpos de prova não foram removidos da polimerizadora e deixados em um ambiente a 20 °C e foram demuflados após 140 minutos. Os resultados mostraram que o resfriamento sem a demuflagem imediata após a polimerização reduziu as tensões causadas pela contração de polimerização das resinas acrílicas.

Paes Jr. (2005) avaliou a resistência à flexão e a quantidade de monômero residual superficial em resinas acrílicas para bases de próteses totais. As resinas utilizadas foram a Acron MC, QC-20, Lucitone 550 e Vipi-Flash Os resultados mostraram que o grupo da Acron MC obteve as maiores médias para resistência flexural e os menores níveis de monômero residual. Já a QC-20 E a Vipi-flash apresentou os piores resultados para ambos os testes.

2.1 Contração de Polimerização da Resina Acrílica

Kim (2003) avaliou a contração de polimerização de corpos de prova feitos com 4 diferentes tipos de resina utilizada para coroas provisórias: tres

dimetacrilato e uma monoacrilato, onde os corpos de prova foram testados por um método chamando de disco de união. Mediante este método pode-se observar as diferentes mudanças na contração em diferentes temperaturas (no caso utilizou-se 23° 37°C). Foram realizados 3 diferentes medições a 5, 10, 120 minutos após a mistura dos materiais. Independentemente do tipo de resina utilizada, o autor encontrou que todas as resinas tinham seus maiores graus de contração nos primeiros 10 minutos após a mistura do material.

Givens (2008) fez um estudo onde avaliou a adaptação marginal de 3 diferentes tipos de resinas, 2 de auto polimerização (Protemp Garant e Integrity) e uma de dupla polimerização (Luxatemp Solar). O controle foi uma resina de polimethylmetracrilato. O teste foi feito utilizando uma matriz de aço, onde estava representado o preparo de um dente para receber uma coroa total metalo-cerâmica e onde se instalavam coroas provisórias confeccionadas nos 3 materiais. Era feita uma marcação na matriz e na coroa tanto na vestibular, lingual, mesial e distal, para depois avaliar a estabilidade marginal das coroas. Neste estudo, a adaptação somente foi avaliada logo após a mistura do material. O material de foto polimerização foi o que apresentou pior adaptação marginal inclusive em relação ao grupo controle.

Balkenol (2008) realizou um estudo para avaliar a correlação entre contração de polimerização e ajuste marginal. Foram testados 4 diferentes marcas de resinas (2 monomethacrylatos e 4 dimethacrylatos) tanto de fotopolimerização como de auto polimerização. Assim como Givens (2008), uma matriz de aço inox foi confeccionada onde se colocavam as coroas provisórias e se faziam as medições do término marginal para o preparo do dente. :Esta medição era feita com 10, 30 e até 60 minutos após a mistura do material. O autor encontrou que a maior contração ocorreu nos primeiros 10 minutos e que após isso, até os 60 minutos, não houve uma grande variação que fosse significativa.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi testar a seguinte hipótese nula: Não existem diferenças entre as técnicas diretas e indiretas para confecção de coroas provisórias no que se refere a estabilidade dimensional das resinas acrílicas para coroas provisórias.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

Foram confeccionados 50 corpos-de-prova, divididos em 5 grupos de 10, utilizando a resina polimetilmetacrilato (PMMA) da marca Dencor® (Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo – SP) cor nº66 com os seguintes tipos de processamento:

- Grupo I: Polimerização da resina acrílica sob condições de alta pressão e temperatura utilizando monômero de polimerização rápida em mufla;
- Grupo II: autopolimerização sob pressão em matriz de aço inox;
- Grupo III: Preenchimento da matriz de aço inox com resina acrílica através da técnica do pincel;
- Grupo IV: Saturação da resina acrílica em pote dappen com inserção da mistura na matriz de aço inox na fase arenosa (imediatamente após a saturação);
- Grupo V: Saturação da resina acrílica em pote dappen com inserção da mistura na matriz de aço inox na fase plástica (1,5 a 2 min. após a saturação).

4.1 Confeção dos Corpos-de-Prova

Para confecção dos corpos-de-prova dos grupos II, III, IV e V, foi utilizado um dispositivo confeccionado em aço inox de acordo com a especificação da ADA No 19. Esse dispositivo é constituído por um retângulo de 30mm de largura e 25 mm de espessura mais um anel de aço inox. Na base de aço inox se encontram os pontos A B C D (Figuras 1,2,3,4), que servem como pontos de referência para a aferição da estabilidade dimensional (distância AB=10mm, distância BD=5mm). Uma vez que a resina é inserida na matriz, esses pontos são marcados nos corpos de prova. Após a polimerização, com os pontos de referência devidamente impressos, foram feitas as medições: do ponto A ao B (AB), do ponto C ao D (CD), do ponto A ao C (AC) e do ponto B ao D (BD). A distância entre os pontos AB, CD, AC e BD foram medidas 3 vezes cada uma e as médias delas foram tomadas como

referência. Estas distâncias indicam as alterações dimensionais lineares nas regiões central e periférica do corpo de prova (DA SILVA; SALVADOR, 2003).

Como instrumento de verificação das medidas, foi usado um microscópio óptico (Mitutoyo) com aumento de 20 vezes.

Figura 1 - Desenho Base da matriz

Figura 2 - Desenho Anel da matriz

Figura 3 - Matriz de Aço Inox

Figura 4 - Anel da Matriz

Figura 5 - Microscópio Óptico Mitutoyo

Figura 6 - Balança Precisão

Figura 7 - Armazenagem

Figura 8 - Resina Fase Arenosa na matriz

Figura 9 - Resina Fase Plástica na matriz

Figura 10 - Corpo de prova técnica Pincel

Figura 11 - Corpo de prova sob pressão

Figura 12 - Corpo de prova na Mufla

Figura 13 - Corpo de prova de mufla na câmara de pressão

Os corpos de prova de todos os grupos foram mensurados imediatamente após a polimerização e armazenados em água destilada a 37°C (Figura 7). Novas mensurações foram realizadas nos intervalos de tempo de uma hora, 24 horas, 7 dias, 1 mês e 6 meses após a polimerização.

Foram realizadas medidas da matriz, e dos corpos de prova logo após a polimerização, para assim comprovar o grau de contração de polimerização sofrido pela resina. Assim, verificou-se que a matriz possuía na distância AB uma medida de 10,057mm, na distância CD uma medida de 10,009mm, na distância AC uma medida de 5,115mm e na distância BD uma medida de 5,101mm (Figura 1). Da mesma forma, foi realizada a medida das distâncias AB, CD, AC e BD dos corpos de prova. Estas medidas foram tomadas 3 vezes cada uma e suas médias foram tomadas como referência. Estas distâncias indicam o grau de contração de cada corpo de prova logo após a polimerização da resina acrílica.

Na mistura da resina acrílica foram utilizados 1,50g de polímero, medido através de pesagem em uma balança (precisão de 0,001g) (Figura 6) e 0,70 ml de monômero, medido através de uma pipeta (proporção equivalente ao volume de 3:1 indicada pelo fabricante) (BASTOS; FERREIRA, 2003). O líquido (monômero) foi

despejado em um pote Dappen e sobre ele foi dispensado o pó (polímero), sendo misturados suavemente por 5 segundos.

Para o grupo V esperou-se um tempo de 1,5 a 2 minutos após a saturação do conjunto monômero + polímero (fase plástica) em pote Dappen com uma placa de vidro vedando-o superiormente para evitar a evaporação do monômero antes da colocação na matriz de aço inox (Figura 9). Para o grupo IV a matriz de aço inox foi preenchida com resina acrílica imediatamente após sua saturação em pote Dappen (fase arenosa) (Figura 8).

Na confecção dos corpos-de-prova do grupo III (técnica do pincel), o monômero e o polímero foram colocados em potes tipo Dappen, separados. A extremidade do pincel foi umidecida com o monômero e colocada em contato com o polímero. As partículas de pó incorporadas pelo pincel umidecido formaram uma pequena esfera de massa de resina que foi levada ao interior da matriz junto com o anel (Figura 10). Essa manobra foi repetida até que a matriz estivesse completamente preenchida.

Os corpos-de-prova do grupo II foram confeccionados através da manipulação da resina acrílica em pote Dappen, a qual foi inserida na matriz junto com o anel. Esse conjunto foi então posicionado contra uma placa de vidro e estabilizado com elásticos. O conjunto matriz-anel + placa de vidro foi levado à polimerizadora por 15 minutos (Figura 11).

Para confecção dos corpos-de-prova do grupo I foi utilizada a base da matriz de aço inox mais 10 matrizes de silicone iguais ao anel da matriz utilizada nos grupos II, III, IV e V. Estas matrizes de aço junto com o anel de silicone foram incluídas em uma mufla (Figura 12). A resina acrílica foi então manipulada conforme descrito anteriormente para os grupos II e quando atingiu sua fase plástica (1,5 a 2 minutos após sua saturação em pote Dappen) foi inserida na mufla. As muflas foram prensadas numa prensa hidráulica e colocadas em uma câmara de pressão (aquecimento em água a 70°C por 10 minutos) (Figura 13). Os corpos-de-prova foram retirados após esfriamento nas muflas em temperatura ambiente, pelo processo laboratorial de rotina.

Os resultados obtidos foram agrupados em tabelas de acordo com as distâncias medidas em função da técnica utilizada e do tempo decorrido após a confecção dos corpos de prova. Aplicou-se o teste de Tukey com significância de 5%.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Distância AB

A tabela 1 indica a distância em milímetros AB onde se observam as médias que foram registradas desde a hora 0 de manipulação das resinas acrílicas até os dias 1, 7, 15, 30, 90 e 180 tanto para os Grupos I, II, III, IV e V.

Tempo (t)	Média Grupo I	Média Grupo II	Média Grupo III	Média Grupo IV	Média Grupo V
0	9,9994	10,0072	10,0008	9,9797	9,9857
1	9,9940	10,0061	10,0049	9,9984	9,9932
7	10,0012	10,0052	10,0084	9,9980	9,9926
15	10,0168	10,0306	10,0371	10,0095	10,0167
30	10,0154	10,0266	10,0373	10,0102	10,0201
90	10,0237	10,0438	10,0291	10,0100	10,0109
180	10,0245	10,0332	10,0349	10,0098	10,0185

Tabela 1 - Valores médios da distância (mm) entre os pontos AB. Tempo expresso em dias.

O Gráfico 1 indica a mudança na estabilidade dimensional em relação aos primeiros dias até o dia 7 e como chega a estabilizar-se após esse dia.

Gráfico 1 - Mudanças na estabilidade dimensional e estabilização

5.2 Distância CD

A tabela 2 indica a distância em milímetros CD onde se observam as médias que foram registradas desde a hora 0 de manipulação das resinas acrílicas até os dias 1, 7, 15, 30, 90 e 180 tanto para os Grupos I, II, III, IV e V

Tempo (t)	Média Grupo I	Média Grupo II	Média Grupo III	Média Grupo IV	Média Grupo V
0	9,9990	9,9853	9,9883	9,9770	9,9606
1	9,9875	9,9783	9,9902	9,9522	9,9680
7	10,0009	9,9919	10,0010	9,9809	9,9883
15	10,0153	10,0119	10,0490	10,0124	10,0320
30	10,0106	10,0151	10,0689	10,0210	10,0213
90	10,0111	10,0104	10,0525	10,0112	10,0199
180	10,0099	10,0157	10,0764	10,0192	10,0211

Tabela 2 - Valores médios da distância (mm) entre os pontos CD. Tempo expresso em dias.

O Gráfico 2 indica a mudança na estabilidade dimensional em relação aos primeiros dias até o dia 7 e como chega a estabilizar-se após esse dia.

Gráfico 2 - Mudanças na estabilidade dimensional e estabilização

5.3 Distância AC

A tabela 3 indica a distância em milímetros AC onde se observam as médias que foram registradas desde a hora 0 de manipulação das resinas acrílicas até os dias 1, 7, 15, 30, 90 e 180 tanto para os Grupos I, II, III, IV e V

Tempo (t)	Média Grupo I	Média Grupo II	Média Grupo III	Média Grupo IV	Média Grupo V
0	5,0005	4,9967	5,0090	4,9899	4,9747
1	5,0000	5,0003	5,0058	4,9965	4,9885
7	5,0007	5,0005	5,0099	4,9901	5,0001
15	5,0338	5,0263	5,0180	5,0151	5,0157
30	5,0423	5,0304	5,0248	5,0189	5,0144
90	5,0291	5,0305	5,0243	5,0119	5,0169
180	5,0323	5,0257	5,0198	5,0181	5,0121

Tabela 3 - Valores médios da distância (mm) entre os pontos AC. Tempo expresso em dias.

O Gráfico 3 indica a mudança na estabilidade dimensional em relação aos primeiros dias até o dia 7 e como chega a estabilizar-se após esse dia.

Gráfico 3 - Mudanças na estabilidade dimensional e estabilização

5.4 Distância BD

A tabela 4 indica a distância em milímetros BD onde se observam as médias que foram registradas desde a hora 0 de manipulação das resinas acrílicas até os dias 1, 7, 15, 30, 90 e 180 tanto para os Grupos I, II, III, IV e V

Tempo (t)	Média Grupo I	Média Grupo II	Média Grupo III	Média Grupo IV	Média Grupo V
0	5,0910	5,0143	5,0881	5,0756	5,0943
1	5,0913	5,0213	5,0983	5,0645	5,0935
7	5,0815	5,0145	5,0951	5,0803	5,0807
15	5,1085	5,1159	5,1346	5,1921	5,1929
30	5,1111	5,1206	5,1416	5,1987	5,1940
90	5,1132	5,1212	5,1377	5,1930	5,1925
180	5,1078	5,1259	5,1334	5,1986	5,1998

Tabela 4 - Valores médios da distância (mm) entre os pontos BD. Tempo expresso em dias.

O Gráfico 4 indica a mudança na estabilidade dimensional em relação aos primeiros dias até o dia 7 e como chega a estabilizar-se após esse dia.

Gráfico 4 - Mudanças na estabilidade dimensional e estabilização

Foram observados os tempos em relação as técnicas nas diferentes distâncias (A B, C D, A C, B D). Observamos que as alterações dimensionais aconteceram entre os tempos iniciais de armazenagem 0 – 1 – 7 dias. Nos dias 15, 30, 90, e 180 dias posteriores não foram observadas mudanças no comportamento, isto acontecendo com todas as técnicas utilizadas.

Foi aplicado o teste de tukey para identificar se existe diferença estatisticamente significativa nos pontos medidos em relação ao tempo agrupando as técnicas

5.5 Distância AB .

Tabela 5 indica o teste de Tukey para os diferentes tempos na medida AB, agrupando as técnicas, cujos resultados não tem diferença estatisticamente significativa.

Tempo (dias)	Média (mm)	
0	9,994	a
1	9,999	a
7	10,001	a
15	10,024	b
30	10,022	b
90	10,021	b
180	10,023	b

Tabela 5 - Letras iguais indicam os tempos que não apresentam diferença estatística entre si.

5.6 Distância CD

Tabela 6 indica o teste de Tukey para os diferentes tempos na medida CD, agrupando as técnicas, cujos resultados não tem diferença estatisticamente significativa.

Tempo (dias)	Média (mm)	
0	9,982	a
1	9,975	a
7	9,992	a
15	10,028	b
30	10,024	b
90	10,027	b
180	10,021	b

Tabela 6 - Letras iguais indicam os tempos que não apresentam diferença estatística entre si.

5.7 Distância AC

Tabela 7 indica o teste de Tukey para os diferentes tempos na medida AC, agrupando as técnicas, cujos resultados não tem diferença estatisticamente significativa.

Tempo (dias)	Média (mm)	
0	4,995	a
1	4,998	a
7	5,000	a
15	5,021	b
30	5,021	b
90	5,026	b
180	5,022	b

Tabela 7 - Letras iguais indicam os tempos que não apresentam diferença estatística entre si.

5.8 Distância BD

Tabela 8 indica o teste de Tukey para os diferentes tempos na medida BD, agrupando as técnicas, cujos resultados não tem diferença estatisticamente significativa.

Tempo (dias)	Média (mm)	
0	5,072	a
1	5,073	a
7	5,070	a
15	5,153	b
30	5,148	b
90	5,153	b
180	5,151	b

Tabela 8 - Letras iguais indicam os tempos que não apresentam diferença estatística entre si.

Foi aplicado o teste de tukey para identificar se existe diferença estatisticamente significativa nos pontos medidos em relação aos grupos.

5.9 Distância AB

Tabela 9 indica o teste de Tukey para os diferentes grupos na medida AB, agrupando os tempos, cujos resultados não tem diferença estatisticamente significativa.

Grupos	Média (mm)	
I	10,017	a
II	10,021	a
III	10,021	a
IV	10,016	a
V	10,015	a

Tabela 9 - Letras iguais indicam os grupos que não apresentam diferença estatística entre si.

5.10 Distância CD

Tabela 10 indica o teste de Tukey para os diferentes grupos na medida CD, agrupando os tempos, cujos resultados não tem diferença estatisticamente significativa.

Grupos	Média (mm)	
I	10,004	a
II	10,001	a
III	10,003	a
IV	9,999	a
V	10,001	a

Tabela 10 - Letras iguais indicam os grupos que não apresentam diferença estatística entre si.

5.11 Distância AC

Tabela 11 indica o teste de Tukey para os diferentes grupos na medida AC, agrupando os tempos, cujos resultados não tem diferença estatisticamente significativa.

Grupos	Média (mm)	
I	5,019	a
II	5,015	a
III	5,015	a
IV	5,011	a
V	5,013	a

Tabela 11 - Letras iguais indicam os grupos que não apresentam diferença estatística entre si.

Distância BD

Tabela 12 indica o teste de Tukey para os diferentes grupos na medida BD, agrupando os tempos, cujos resultados não tem diferença estatisticamente significativa.

Grupos	Média (mm)	
I	5,109	a
II	5,105	a
III	5,118	a
IV	5,113	a
V	5,119	a

Tabela 12 - Letras iguais indicam os grupos que não apresentam diferença estatística entre si.

Todas as técnicas apresentaram comportamento parecido: todas sofreram uma contração de polimerização inicial, mas depois sofreram uma alteração dimensional do dia 0 ao dia 7 independentemente da técnica utilizada.

Após 7 dias todos os corpos de prova chegaram a estabilizar-se sem apresentar alterações dimensionais com diferença estatística significativa.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

O uso das próteses provisórias durante longos períodos é justificado por ser a reabilitação oral um tratamento multidisciplinar, consistindo de diversas etapas antes da instalação da prótese definitiva. As restaurações provisórias confeccionadas de forma direta ou indireta são empregadas, da mesma maneira, durante os tratamentos complementares, tais como, ortodônticos, endodônticos e periodontais, e por isso, sua utilização pode ser exigida por períodos prolongados, em alguns casos por meses e até anos. Em algumas circunstâncias, o plano de tratamento protético definitivo somente deve ser formulado depois de completado o tratamento periodontal, que inclui desde terapias preliminares, consistindo de raspagem, curetagem, motivação em higiene oral até terapias cirúrgicas avançadas.

A importância das próteses provisórias no tratamento reabilitador oral é inquestionável. Os materiais utilizados para a execução destas restaurações, entretanto, são críticos com relação à longevidade, que está diretamente relacionada à estabilidade desses materiais, principalmente quando estas são requeridas durante tratamentos prolongados. A técnica de manipulação da resina acrílica e as condições de polimerização são alguns dos fatores que influenciam nas propriedades desse material afetando seu desempenho clínico.

A falha da restauração provisória através da instabilidade dimensional poderá ocasionar problemas como infiltração bacteriana no dente preparado. Ao apresentar uma alteração no vedamento cervical, o tecido gengival sofre uma inflamação que, além de danosa aos tecidos orais, nos dificultará na hora da moldagem, prova da infra-estrutura, cimentação, ou seja, nas diversas etapas clínicas do trabalho protético. Isto nos leva à necessidade de substituição das coroas provisórias antes do final do tratamento, gerando custos e tempo clínico adicionais.

Coroas provisórias tem a função de estabilizar o preparo dentário, a oclusão e ajudam a prevenir a exposição da estrutura dental ao meio bucal enquanto ainda está sendo confeccionada a coroa definitiva. Nos ajudam também a determinar o paralelismo e término de coroas, ajudam a devolver oclusão em pacientes com perdas dentárias, protegem o complexo dentino – pulpar, previnem migração dental e sobretudo permitem a devolução da estética. As coroas

provisórias servem também nas avaliações fonéticas do paciente para verificar o comprimento de dentes anteriores e se não existe escape de ar ao falar sons silábicos. É fundamental na estabilização de dentes que se encontram comprometidos periodontalmente mas que em conjunto com outros dentes podem ser ferulizados formando um polígono e assim sejam preservados no tratamento reabilitador definitivo.

A avaliação de propriedades mecânicas como a estabilidade dimensional das resinas acrílicas para coroas provisórias, ainda é escassa na literatura, sobre tudo no que se refere a estudos longitudinais. Porém, a relevância clínica dessa matéria é inquestionável, o que justifica estudos que visam melhoras na qualidade dessas resinas acrílicas.

Por conta de existirem poucos trabalhos na literatura a metodologia foi adaptada de outros trabalhos. A maioria de trabalhos encontrados sobre estabilidade dimensional são referentes a Prótese Total por isso, a metodologia aqui utilizada se aproxima mais a pesquisas de prótese total. Isto dificultou a comparação dos resultados do presente estudo com outros trabalhos na literatura.

Os poucos estudos que testam a estabilidade dimensional em coroas provisórias existentes na literatura na verdade testam é a contração de polimerização e não a estabilidade dimensional. Balkenol 2008, por exemplo não observou a estabilidade da resina ao longo do tempo, acompanhando-a somente até 60 minutos após a mistura. A falta de um acompanhamento por períodos mais prolongados dificulta a comparação.

No nosso trabalho não foi utilizado um grupo controle já que todas as técnicas foram submetidas às mesmas condições e comparadas entre si. Todos os corpos de prova foram submersos em água destilada, o que representa mais a condição clínica onde se encontrariam as coroas provisórias na boca.

As alterações dimensionais neste estudo foram observadas nos primeiros 7 dias independentemente da técnica a ser utilizada, o que comprova nossa hipótese nula já que não existe diferença na estabilidade dimensional ao se mudar a técnica de confecção após os primeiros 7 dias (Tabelas 9, 10, 11 e 12). Em todas as técnicas a estabilidade é mantida até depois de 6 meses independente da fase em que foi utilizada a resina e a técnica de manuseio.

Os Corpos de prova encontrados nos artigos onde avaliou-se alteração dimensional em Prótese Total não podem se comparar ao nosso pelo tamanho do

nosso corpo de prova que é menor para se equiparar com o tamanho de uma coroa provisória principalmente com a região do término cervical que é a onde se precisa de maior estabilidade dimensional da nossa resina. Nos outros textos ou artigos da nossa revisão os corpos de prova são feitos para representar uma dentadura e por isso os corpos de prova apresentam um tamanho de 5 a 6 cm.

Além disso, as técnicas observadas nas outras pesquisas onde foi estudada a estabilidade dimensional foram diferentes pois representam as utilizadas para próteses total. No caso a mais utilizada e pesquisada é a técnica de polimerização em microondas. Tal técnica ainda não foi testada para confecção de coroas provisórias. Em muitos dos trabalhos da nossa revisão verificamos também que um outro tipo de monômero, o de polimerização lenta é utilizado, o que também dificulta comparações.

No nosso trabalho observamos que todas as mudanças foram obtidas nas primeiras 24 horas e até no máximo os 7 primeiros dias, que é o tempo crítico da resina acrílica. Com estes resultados observamos que não importa a técnica utilizada no manuseio da resina acrílica para a confecção do provisório nem a fase em que se encontra a resina acrílica para sua utilização, pois o resultado é o mesmo: ela apresenta a maior mudança na sua estabilidade dimensional nas primeiras 24 horas sendo que mesmo após 6 meses de armazenagem as mudanças não são significantes estatisticamente (Tabelas 9, 10, 11 e 12). Após 24 horas a resina acrílica chega a estabilizar-se sem ocorrer mais mudanças na sua estabilidade dimensional. Pesquisas em andamento no Departamento de Prótese da FOB-USP têm demonstrado que quando o quesito se refere a rugosidade e porosidade as técnicas e a fase da resina acrílica influenciam sobremaneira o resultado.

Como observamos, nossa pesquisa é uma das primeiras a serem realizadas sobre estabilidade dimensional de resinas acrílicas para coroas provisórias. A grande maioria de testes de estabilidade dimensional são direcionadas a confecção de próteses totais e não para avaliar as coroas provisórias. Isto serviu de incentivo para a realização do trabalho já que a estabilidade dimensional é uma característica importante uma vez que muitos dos tratamentos de reabilitação oral demoram em média 6 meses e, nos casos de precisar um tratamento multidisciplinar com Ortodontia ou Periodontia, muitas vezes o tratamento demora 1 ano ou mais.

Como visto através da revisão de literatura, outros fatores, além da técnica de manipulação da resina podem influenciar na estabilidade dimensional das resinas acrílicas: a espessura da resina e o tamanho dos corpos de prova. Bastos (2005) realizou um trabalho de verificação da resistência flexional de resinas acrílicas para provisórias adicionando diferentes tipos de reforços. A própria adição desses de reforços pode também interferir na estabilidade dimensional e assim deveria ser objeto de estudos posteriores.

Outro fator que está relacionado às características mecânicas e físicas da resina acrílica é a sorção de água. Esta influencia diretamente na estabilidade dimensional das coroas provisória, mas mesmo assim observamos que esta característica não é muito pesquisada (SKINNER, 1949). Sabe-se que algumas técnicas para confecção de coroas provisórias podem favorecer o surgimento de porosidades no interior do material, o que o tornará mais susceptível a absorver líquidos do meio bucal. Essa característica é responsável, em grande parte, pela alteração na coloração do material, devido à absorção de corantes presentes nos alimentos e aceleração do processo de degradação da resina, além de favorecer a proliferação de microrganismos, responsáveis por processos inflamatórios do periodonto e surgimento de odores indesejáveis com o passar do tempo, que se traduzem em inconvenientes clínicos que podem comprometer o sucesso da restauração definitiva.

Os fluidos infiltrados no material agem como um plastificante, fazendo com que as propriedades mecânicas dos polímeros sejam prejudicadas (RIZZATI-BARBOSA, 1995). Além disso, a sorção de água é também responsável por alterações dimensionais e instabilidade de cor como já foi observado anteriormente.

A sorção de água está intimamente relacionada com a solubilidade das resinas acrílicas quando são expostas a um meio úmido (ANTONOPUOLOS, 1978). O polímero do metacrilato não é solúvel em água e, portanto a solubilidade apresentada por este material é devida basicamente pela presença de monômero residual e aditivos solúveis em sua composição. O monômero residual é gradualmente liberado pelo material após sua polimerização deixando espaços que posteriormente serão preenchidos por líquidos, corantes e fluidos presentes no meio bucal. Assim, uma alta solubilidade não é uma característica desejável para a resina acrílica, especialmente quando utilizada na confecção de coroas provisórias.

A polimerização das resinas acrílicas à base de Polimetilmetacrilato (PMMA) é uma reação de adição que requer a ativação de um iniciador, tal como o peróxido de benzoíla, que pode ser degradado de diversas maneiras, o calor é uma delas (polimerização térmica), ou pela adição de um ativador químico (autopolimerização), como é o caso da resina acrílica utilizada neste estudo (CORRÊA, 1993). A polimerização é então seguida pela conversão do metil metacrilato MMA em poli(metilmetacrilato) PMMA (processo de polimerização). No entanto, no processo combinado entre as técnicas de manipulação e o tipo de polimerização da resina acrílica a conversão do MMA em PMMA não é completa e resulta em uma determinada quantidade de monômero residual no polímero resultante em quantidade variável de acordo com fatores como os citados anteriormente: temperatura, pressão e ambiente de polimerização (ar/água). Como visto, esse fato exerce influência direta sobre a sorção e solubilidade da resina acrílica e em outras propriedades como microdureza, estabilidade dimensional, resistência flexural, e biocompatibilidade.

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

No quesito contração de polimerização observamos várias pesquisas onde foram testadas o grau de contração. Isto se observa pela reação do monômero com o polímero (PHILIPS, 1973). Este é um teste bastante freqüente para prótese total já que elas são confeccionadas a partir de um modelo de gesso e depois da polimerização são levadas diretamente na boca. Já no caso das coroas provisórias e na nossa pesquisa não avaliamos o grau de contração de polimerização, já que os nossos corpos de prova foram avaliados depois do processo de contração de polimerização.

Partindo das medidas iniciais obtidas da matriz ao serem comparadas com as medidas obtidas no dia 0 de nossos corpos de prova observamos que a porcentagem da contração de polimerização de nossos corpos de prova foi em torno de 0,09% até 2,74%. Estes valores se encontram dentro do grau de contração de polimerização normal. Por outro lado, a sorção de água sim pode ter sido um fator

importante na alteração da estabilidade dimensional, já que em todas as distâncias medidas ocorreu aumento após a armazenagem.

Como naturalmente as coroas provisórias colocadas no meio bucal sofrerão invariavelmente uma expansão devido à sorção de água, além de alterações devidas a contrações e expansões térmicas em função das diferentes temperaturas de alimentos, fica reforçada a necessidade de acompanhamento cuidadoso das coroas provisórias durante sua utilização clínica.

Outro fator importante a ser discutido é a largura e espessura dos corpos de prova. Caul (1949) observou que no palato de próteses totais, por ser mais fino, a resina atinge uma maior temperatura na hora da polimerização. Este fator leva a mudanças nas suas características mecânicas o que poderia depois influenciar na estabilidade dimensional ou na sorção de água. Na nossa pesquisa foi padronizado o tamanho dos corpos de prova de tal maneira que representassem o comprimento (10mm) e espessura (2 mm) de uma coroa provisória. Assim teríamos as mesmas mudanças nas características mecânicas nos corpos de prova que seriam encontrados nas coroas provisórias ao serem colocadas em boca. Corpos de prova maiores e ou mais finos poderiam resultar em maiores mudanças na estabilidade dimensional da resina acrílica.

Na nossa clínica diária as características mecânicas e físicas da resina acrílica representam um fator a ter cuidado na hora de confeccionar as próteses provisórias já que elas sofrem uma alteração dimensional importante após 7 dias. Como ocorre sorção de água e perda de outras características, seria indicado um acompanhamento rigoroso da adaptação da prótese após este período para evitar todos os problemas tanto periodontais, pulpares e nos procedimentos clínicos já citados.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Concluimos com nosso estudo que as alterações dimensionais observadas na nossa pesquisa foram observados desde o primeiro dia até o sétimo dia. Nos dias 30, 90 ou 180 as mudanças dimensionais se estabilizaram para todas as técnicas de manuseio que foram utilizadas.

As alterações observadas ocorreram até o sétimo dia independentemente da técnica utilizada na confecção das coroas provisórias o que comprova a hipótese nula avaliada.

Do dia 7 ao 180 não ocorreram alterações estatisticamente significantes.

Não ocorreram diferenças estatisticamente significantes após o sétimo dia entre as técnicas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Anderson G, Schulte J, Arnold T. Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin. J Prosthet Dent, 1988; 60: 394-398.

Aldrovandi C. Dentaduras completas. Rio de Janeiro: Ed. Científica; 1956.

Al Quran FA. A clinical evaluation of the clinical remount procedure. J Contemp Dent Pract 2005;6(1):48-55.

Ansari IH. Simplified clinical remount for complete dentures. J Prosthet Dent 1996;76(3):321-4.

Antonopoulos AN. Dimensional and occlusal changes in fluid resin dentures. J Prosthet Dent 1978;39(6):605-9.

Bergman B, Ericson S. The effect of increasing the morphologic face height in full denture restorations on the intra-articular space in the temporo mandibular joint. Acta Odontol Scand 1973;31(2):75-8.

Bastos, L; Ferreira, P; Avaliação da Resistência Flexional, do Módulo de Elasticidade e do Tipo de Fratura de uma Resina Acrílica para Restaurações Provisórias – Efeito de Diversos Reforços. Bauru, 2003. 131p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

Berquó ES, Souza JMP, Gotlieb SLD. Bioestatística. São Paulo: EPU; 1981.

Bindo MJF. Estudo da dureza e do módulo de elasticidade na superfície de resinas acrílicas para bases de prótese total [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

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

Bombonatti PE, Vieira DF. Influência do isolamento, tipo de resina e temperatura de abertura da mufla após a polimerização sobre a adaptação de uma base de dentaduras. Rev Fac Odontol Araçatuba 1978;7(1):119-24.

Brukl CE, McConnell RM, Norling BK, Collard SM. Influence of gauging water composite on dental stone expansion and setting time. *J Prosthet Dent* 1985;51(2):218-33.

Carlsson GE. Symptoms of mandibular dysfunction in complete denture wearers. *J Dent* 1976;4(6):265-70.

Carvalho ALA, Compagnoni MA, Barbosa DB. Influência do ciclo de polimerização sobre a dimensão vertical de oclusão em próteses totais. *PGR - Pós Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos* 2001;4(3):67-73.

Caul HJ, Schoonover IR. A method for determining the extent of polymerization of acrylic resins and its application for dentures. *J Am Dent Assoc* 1949;39(1):1-9.

Celenza FV. The condylar position: in sickness and in health (oh when do we part?). *Int J Periodontics Restorative Dent* 1985;5(2):38-51.

Chen, J, Lacefield W, Castleberry D. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. *Dent Mater*, 1988; 4: 20-24.

Compagnoni MA, Nogueira SS, Russi S, Lombardo JG, Ferreira PCP. Influência da união prévia dos dentes artificiais na confecção das próteses totais. *Rev Assoc Paul Cirurg Dent* 1993;47(4):1111-5.

Corrêa GA. Alterações dimensionais da região posterior (post-dam) da prótese total superior: contribuição para o seu estudo [Tese de Livre-Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1993.

Costen JB. A syndrome of ear and sinus symptoms dependent upon disturbed function of the temporomandibular joint. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1934;43(1):1-15.

Craig RG. Restorative dental materials. 10th ed. ST Louis: Mosby; 1997.

Craig RG, O'Brien WJ, Powers JM. Materiais Dentários: propriedades e manipulação. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara; 1988.

Da Silva, S; Salvador, M. O uso de agentes desinfetantes em materiais de moldagem sua influencia na estabilidade dimensional linear. Bauru, 2003. 79p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

Di Girolamo Netto JA, Oda M, Matson E. Contribuição para o uso da alteração dimensional dos gessos para troquel, com a presença de aditivo e cloreto de sódio. Rev Faculdade Odontol FZL 1989;1(2):83-95.

Dubojska AM, White GE, Pasiek S. The importance of occlusal balance in the control of complete dentures. Quintessence Int 1998;29(6):389-94.

Earnshaw R. Gessos. In: O'Brien WJ. Materiais dentários. Rio de Janeiro: Interamericana; 1981. cap. 5, p. 52-63.

Ehrenberg, D, Weiner, G, Weiner, S. Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: A pilot study. J Prosthet Dent, 2006; 95: 230-236.

Elahi, J, Abdullah, M. Effect of different polymerization techniques on dimensional stability of record bases. J Prosthet Dent, 1994; 71: 160-163.

Engel E, Weber H. Treatment of edentulous patients with Temporomandibular disorders with implant-supported overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10(6):750-64.

Firtell DN, Green AJ, Elahi JM. Posterior peripheral seal distortion related to processing temperature. J Prosthet Dent 1981;45(6):598-601.

Gianelly AA, Ruben MP, Risinger R. Effect of experimentally altered occlusal vertical dimension on temporomandibular articulation. J Prosthet Dent 1970;24(6):629-35.

Gomes T, Mori M, Corrêa GA. Muralha de silicone para prótese total e prótese parcial removível. Odonto Pope 1997;1(2):91-6.

Goodfriend DJ. Symptomatology and treatment of abnormalities of the mandibular articulation. Dent Cosmos 1933;75(9):844-8.

Harman IM. Effects of time and temperature on polymerization of methacrylate resin denture base. J Amer Dent Ass 1949;38(2):188-203.

Hoshiai, K, Tanaka, Y, Hiranuma, K. Comparison of a new autocuring temporary acrylic resin with some existing products. J Prosthet Dent, 1998; 79: 273-277.

Honorez P, Catalan A, Angnez U, Grimonster J. The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. J Prosthet Dent 1989;61(4):510-7.

Ilbay SG, Guvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. J Oral Rehabil 1994;21(1):103-9.

Ireland VE. The problem of "the clicking jaw". J Prosthet Dent 1953;3(2):200-12.

Jackson A, Grisius R, Fenster R, Lang B. Dimensional accuracy of two denture base processing methods. IntJProsthodont, 1989; 2: 421-428.

Jagger RG. Effect of the curing cycle on some properties of polymethylmethacrylate denture base material. J Oral Rehabil 1978;5(2):151-7.

Jamani KD, Abuzar MAM. Effect of denture thickness on tooth movement during processing of complete dentures. J Oral Rehabil 1998;25(9):725-9.

Jerolimov V, Brooks SC, Bates BDS. Rapid curing of acrylic denture-base materials. Dent Mater 1989;5(1):18-22.

Keyf, F, Etikan I; Evaluation of gloss changes of two denture acrylic resin materials in four different beverages. Dent Mater, 2002;20:244-251.

Kimoto S, Kobayashi N, Kobayashi K, Kawara M. Effect of bench cooling on the dimensional accuracy of heat-cured acrylic denture base material. J Dent 2005;33(1):57-63.

Kimpara ET. Alteração dimensional e porosidade da resina acrílica para base de dentaduras, em função de variáveis de processamento [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1995.

Kimpara ET, Muench A. A influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica. RPG 1996;3(2):110-4.

Komiyama O, Kawara M. Stress relaxation of heat_activated acrylic denture base resin in the mold after processing. J Prosthet Dent 1998;79(2):175-81.

Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. Dent Mater 2004;20(2):133-41.

Latta GH, Bowles WF, Conkin JE. Three dimensional stability of new denture base resin systems. J Prosthet Dent 1990;63(6):654-61.

Lechner SK, Lautenschlager EP. Monitoring dimensional changes in processed acrylic complete dentures. [abstract 105]. J Dent Res 1983;62(Spec Iss):661.

Levin B, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. J Prosthet Dent 1989;61(3):381-2.

Machado, A, Giampaolo, E, Leonardi, P, Vergani, C. Unrestricted linear dimensional changes of two relined resins and one heat-curing acrylic resin hard. J Prosthet Dent, 1996;76:414-417..

Magnunsson T. Prevalence of recurrent headache and mandibular dysfunction in patients with unsatisfactory complete dentures. Community Dent Oral Epidemiol 1980;8(3):159-64.

Magnunsson T. Changes in recurrent headache and mandibular dysfunction after treatment with new complete dentures. J Oral Rehabil 1982;9(2):95-105.

Mahler DB. Inarticulation of complete dentures processed by the compression molding technique. J Prosthet Dent 1951;1(5):551-9.

Muench A, Ueti M. Alterações das posições dos dentes, em uma prótese total, em função do material de inclusão. Rev Fac Odontol Univ São Paulo 1974;12(1):131-8.

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.

Nogueira SS, Ogle RE, Davis EL. Comparison of accuracy between compression and injection molded complete dentures. J Prosthet Dent 1999;83(3):291-300.

Nolasco GAB. Influência de algumas soluções salinas sobre o comprimento dos cristais, a expansão de presa e a resistência limite à compressão em três gessos odontológicos preparados na consistência normal de trabalho [Tese de Doutorado]. Londrina: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Londrina; 1974.

Ogawa T, Tanaka M, Koyano K. Effect of water temperature during polymerization on strength of autopolymerizing resin. J Prosthet Dent 2000;84(2):222-4.

Okeson JP. Dor orofacial: guia de avaliação, diagnóstico e tratamento. Traduzido por Kátia Dmytrzenko Franco. São Paulo: Quintessence; 1998.

Paes Jr TJA. Estudo das resinas acrílicas para bases de próteses totais com relação à resistência flexural e à quantidade de monômero residual superficial [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

Pavarina AC, Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE. Effects of chemical disinfectants on the transverse strenght of denture base acrylic resins. J Oral Rehabil 2003;30(11):1085-9.

Pegoraro, L. Prótese Fixa. . São Paulo: Artes Medicas , 2002. p.111-1115.

Peyton FA. Packing and processing denture base resins. J Am Dent Assoc 1950;40(5):520-8.

Pfeiffer, P, Rosenbauer, E. Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. J Prosthet Dent, 2004;92:72-78.

Phillips RW. Skinner's science of dental materials. 7th ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 1973. cap. 11, p. 107-9.

Phillips, R. Skinner's science of dental materials. 9th ed. Philadelphia: W B Saunders Co; 1991; p.193-195.

Posselt U. The temporomandibular joint syndrome and occlusion. J Prosthet Dent 1971;25(4):432-8.

Prentiss HJ. A preliminary report upon the temporo mandibular articulation in the human type. *Dent Cosmos* 1918;60(6):505-12.

Ramfjord SP. Dysfunctional temporomandibular joint and muscle pain. *J Prosthet Dent* 1961;11(2):353-73.

Ricketts RM. Abnormal function of the temporomandibular joint. *Am J Orthod* 1955;41(6):435-41.

Rizzati-Barbosa CM, Del Bel Cury AA, Panzeri H. Influência da sorção de água no processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. *Rev Odontol Univ São Paulo* 1995;9(3):197-206.

Rodrigues RS. Estudo da alteração da posição dos dentes artificiais durante a fase de acrilização da prótese total em função do tipo de muralha de contenção utilizada [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Saizar P. *Protesis a placa*. 4ª ed. Buenos Aires: Progental; 1950.

Salim S, Sadamori S, Hamada T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):879-81.

Salvador MCG, Conti JV, Vieira LF, Auler e Salles M. O uso da energia de microondas na polimerização das resinas acrílicas dentais: estudo da alteração da dimensão vertical de oclusão em dentaduras completas. *Rev Fac Odontol Bauru* 2001;9(3/4):105-11.

Scaranelo RM, Takeshita WM, Wang HH, Martins F, Bombonatti PE. Influência dos moldes de gesso forrados com silicone e da pressão exercida no fechamento da mufla, na adaptação de prótese total polimerizada por energia de microondas. *Ver Iberoam Prot Clin Lab* 2002;4(19):229-33.

Sicher H. Temporomandibular articulation in mandibular overclosure. *J Am Dent Assoc* 1948;36(2):131-9.

Schweitzer JM. *Restorative dentistry*. Saint Louis: Mosby; 1947.

Shillingburg, H.. Fundamentos de Prótese Fixa. 3ª ed. São Paulo: Quintessence, 1998. p.183-188.

Skinner E, Cooper E. Physical properties of denture resins. Part 1. Curing shrinkage and water sorption. JAm Dent Assoc. 1943;30:18-45.

Skinner EW. Acrylic an appraisal of theis use in dentistry. J Am Dent Assoc 1949;39(3):261-8.

Swords RL, Latta GH Jr, Wicks RA, Huget EF. Periodic evaluation of the oclusal vertical dimension of maxillary dentures from the wax trial denture through 48 hours after polymerization. J Prosthodont 2000;9(4):189-94.

Takamata T, Sectos 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.

Tamaki T. Dentaduras completas. 4ª ed. São Paulo: Savier; 1983.

Tamaki T, Tamaki ST, Hvanov ZV. Incidência da disfunção da articulação temporomandibular em edentados totais. Rev Odontol Univ São Paulo 1990;4(2):159-63.

Taylor PB. Acrylic resins: their manipulation. J Am Dent Assoc 1941;28:373-87.

Turano JC, Turano LM. Fatores determinantes da oclusão em prótese total. In: Fundamentos de prótese total. 4ª ed. São Paulo: Quintessence; 1998. cap.13, p. 220-1.

Vallittu, P. Dimensional accuracy and stability of polymethyl methacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. J Prosthet Dent, 1996;75:617-621.

Weinberg LA. Role of condylar position in TMJ dysfunction-pain syndrome. J Prosthet Dent 1979;41(6):636-43.

Wilding RJC, Owen CP. The prevalence of temporomandibular joint dysfunction in edentulous non-denture wearing individuals. J Oral Rehabil 1987;14:175-82.

Winkler S. Denture base resins. Dent Clin North Am 1984;28(2):287-97.

Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweenwy WT. Dimensional changes occurring in dentures during processing. J Am Dent Assoc 1960;61(6):413-30.

Wolfaardt J, Cleaton-Jones P, Fatti P. The influence of processin variables on dimensional changes of heat-cured poly (methyl methacrylate). J Prosthet Dent. . 1986;55:518-525

Xediek, R, Domitti, S, Consani, S. Effect of a new tension system, used in acrylic resin flasking, on the dimensional stability of denture bases. J Prosthet Dent, 2002;88:285-289.

Yannikakis, S; Zissis, A, Polyzois, G; Caroni, C. Color stability of provisional resin restorative materials. J Prosthet Dent, 1998;80:533-539.

Zani D, Vieira DF. A comparative study of silicone as a separating medium for denture processing. J Prosthet Dent 1979;42(4):386-491.

Zissis A, Hugget R, Harrison A. Measurement methods used for the determination of dimensional accuracy and stability of denture base materials. J Dent, 1991;19:199-206.

Zwetchkenbaum, S, Weiner, S, Dastane, A, Vaidyanathan, T. Effects of relining on long-term marginal stability provisional crowns. J Prosthet Dent, 1995;73:525-329.