



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**



**PAULO SERGIO NADIN
CIRURGIÃO-DENTISTA**

**“ANÁLISE DA MOVIMENTAÇÃO DENTAL DE PRÓTESES TOTAIS
SUPERIORES SUBMETIDAS A SORÇÃO DE ÁGUA, FRENTE A
DIFERENTES MÉTODOS DE PROCESSAMENTO E ALTERAÇÕES
NA TEMPERATURA E PRESSÃO”**

Tese apresentada a Faculdade de
odontologia de Piracicaba da
universidade Estadual de Campinas, para
obtenção do título de Mestre em Clínica
Odontológica, na área de Prótese.

Piracicaba – SP
1999



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



PAULO SERGIO NADIN
CIRURGIÃO-DENTISTA

**“ANÁLISE DA MOVIMENTAÇÃO DENTAL DE PRÓTESES TOTAIS
SUPERIORES SUBMETIDAS A SORÇÃO DE ÁGUA, FRENTE A
DIFERENTES MÉTODOS DE PROCESSAMENTO E ALTERAÇÕES
NA TEMPERATURA E PRESSÃO”**

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG, 19/7/99

Assinatura do Orientador

Tese apresentada a Faculdade de odontologia de
Piracicaba da universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do título de Mestre em Clínica
Odontológica, na área de Prótese.

Orientador – Prof^ª. Dr.^ª. Célia Marisa Rizzatti Barbosa

Piracicaba - SP
1999



9416465

UNIVERSIDADE	BC
INSTITUTO	
DEPARTAMENTO	
V.	
NUMERO DO	38630
DATA	229/99
	X
VALOR	R\$ 11,00
DATA	01/05/99
Nº	

CM-00125827-1

Ficha Catalográfica

N125a

Nadin, Paulo Sergio.

Análise da movimentação dental de próteses totais superiores submetidas a sorção de água, frente a diferentes métodos de processamento e alterações na temperatura e pressão. / Paulo Sergio Nadin. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 1999.

136 f. : il.

Orientadora : Prof^a. Dr^a. Célia Marisa Rizzatti Barbosa.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Materiais dentários. 2. Próteses dentárias completas. 3. Resinas acrílicas dentárias. 4. Microondas. 5. Absorção. I. Barbosa, Célia Marisa Rizzatti. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

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



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 12 de Março de 1999, considerou o candidato PAULO SERGIO NADIN aprovado.

1. Profa. Dra. CELIA MARISA RIZZATTI BARBOSA

2. Prof. Dr. MAXIMILIANO PIERO NEISSER

3. Profa. Dra. RENATA CUNHA MATHEUS RODRIGUES GARCIA

Dedicatória

Dedicatória

À *Deus* pela simples maravilha da vida;

Aos meus pais *Luiz Oscar Nadin e Marcolina Dutra Leite Nadin* pelo amor, exemplo de família, trabalho, honestidade, apoio e esforço dispensados na minha formação, abrindo mão de muitos de seus sonhos para concretizar os meus;

Aos meus irmãos *Marlene Salete Nadin e Miguel Ângelo Nadin* pelo companheirismo, carinho e preocupação mantendo-me próximo, apesar da distância;

À *Juliana Pereira Gali* pela ternura, carinho e amor;

Dedico esse trabalho.

Agradecimentos

Agradecimento Especial

À Prof^ª. Dr^ª. Célia Marisa Rizzatti Barbosa,

a quem amigavelmente me acolheu, apoiou e orientou, sempre com respeito e permitindo liberdade de pensamento na realização de nosso trabalho sem em nenhum momento demonstrar falta de paciência ou de entusiasmo, e também, pelo exemplo de humanidade nosso reconhecimento, amizade e estima.

Agradecimento

Aos meus colegas de Mestrado na área de concentração em prótese, *Solimar, Rose, Vera Alice, Daniela, Glauco, Rodrigo, Mello, Eduardo Rocha, Eduardo Carrilho, Frederico, Osvaldo* pelo companheirismo, pela ajuda nos momentos de dificuldade, pelos conhecimentos transmitidos e os quais foram importantes na minha formação docente e profissional.

Aos companheiros de república *Robison e Laureano* pelo coleguismo nesses quase dois anos de convivência em especial ao grande amigo e quase irmão *Bruno* pelo companheirismo durante esses quase sete anos de graduação e pós-graduação.

À *FAPESP*, pelo apoio dispensado a nossa pesquisa.

Ao diretor da Faculdade de Odontologia de Passo Fundo, *Dr. Rui Getúlio Soares* pela confiança e o apoio à min dispensados.

À *Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP*, ao Curso de Clínica Odontológica e professores que procuraram orientar e transmitir conhecimentos estando preocupados em nossa formação.

À *Dr^a Glaucia M. Bovi Ambrosano* que orientou e realizou a estatística dos dados da tese.

Aos Professores Drs. da área de prótese *Guilherme Elias Pessanha Henriques, Mauro Antônio de Arruda Nóbilo e Marcelo Ferraz Mesquita* pela contribuição e enriquecimento do nosso trabalho.

Sumário

LISTAS	Pág.
• Lista de figuras.....	03
• Lista de gráficos.....	04
• Lista de Quadros.....	05
• Lista de abreviaturas.....	08
RESUMO.....	09
ABSTRACT.....	13
1. INTRODUÇÃO.....	17
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	23
3. PROPOSIÇÃO.....	67
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	71
5. RESULTADOS.....	88
6. DISCUSSÃO.....	97
7. CONCLUSÕES.....	107
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	111
9. ANEXOS.....	123

Listas

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1. Matriz da Prótese encerada sobre modelo mestre.....	74
Figura 2. Molde duplicador de próteses.....	75
Figura 3. Matriz auxiliar para mensuração da inclinação dos dentes.....	76
Figura 4. Preparo dos primeiros molares superiores; a) matriz auxiliar para o posicionamento dos dentes; b) microoscópio adaptado ao micromotor.....	78
Figura 5. Prótese encerada e canais de alimentação.....	79
Figura 6. Prótese concluída após a polimerização.....	82
Figura 7. Moldagem da inclinação dos dentes.....	84
Figura 8. Ilustração esquemática do triângulo formado para mensuração da inclinação dos dentes.....	85

Lista de Gráficos

	Pág.
Gráfico 1. Medida em graus das amostras do grupo I nos períodos T0 e T1.....	89
Gráfico 2. Medida em graus das amostras do grupo II nos períodos T0 e T1.....	90
Gráfico 3. Medida em graus das amostras do grupo III nos períodos T0 e T1.....	91
Gráfico 4. Medida em graus das amostras do grupo IV nos períodos T0 e T1.....	92
Gráfico 5. Valores médios da inclinação em função dos tratamentos aplicados.....	94
Gráfico 6. Médias de variação em graus para todos os grupos.....	95

Lista de Quadros

	Pág.
Quadro 1. Resina acrílica, proporção pó/líquido e fabricante.....	73
Quadro 2. Grupos, métodos de polimerização e ciclos de polimerização.....	81
Quadro 3. Grupos, métodos de polimerização e tratamentos de sorção de água.....	82
Quadro 4. Variação angular entre os períodos T_0 e T_1 para o grupo I.....	89
Quadro 5. Variação angular entre os períodos T_0 e T_1 para o grupo II...	90
Quadro 6. Variação angular entre os períodos T_0 e T_1 para o grupo III..	91
Quadro 7. Variação angular entre os períodos T_0 e T_1 para o grupo VI..	92
Quadro 8. Análise de variância.....	93
Quadro 9. Valores médios da inclinação em função dos tratamentos aplicados.....	93

Quadro 10.	Médias em graus para todos os grupos estudados.....	94
Quadro 11.	Quadro da variação da inclinação em função dos tratamentos aplicados.....	95
Quadro 12.	Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C do grupo I na fase T0.....	126
Quadro 13.	Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C do grupo II na fase T0.....	127
Quadro 14.	Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C do grupo III na fase T0.....	128
Quadro 15.	Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C do grupo IV na fase T0.....	129
Quadro 16.	Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C par ao grupo I na fase T1.....	130
Quadro 17.	Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C para o grupo II na fase T1.....	131
Quadro 18.	Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C para o grupo III na fase T1.....	132
Quadro 19.	Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C para o grupo III na fase T1.....	133
Quadro 20.	Teste-F: duas amostras de variância do grupo I.....	134

Quadro 21.	Teste-F: duas amostras de variância do grupo II.....	134
Quadro 22.	Teste F: duas amostras de variância do grupo III.....	134
Quadro 23.	Teste F: duas amostras para variância do grupo IV.....	134
Quadro 24.	Teste-t: duas amostras em par para médias do grupo I.....	135
Quadro 25.	Teste- t: duas amostras em par para médias do grupo II.....	135
Quadro 26.	Teste-t: duas amostras em par para médias do grupo III.....	135
Quadro 27.	Teste-t: duas amostras em par para médias do grupo IV.....	136

Lista de Abreviaturas

g = grama

ml = mililitro

mm = milímetro

°C = graus centígrados

ton = tonelada

MHz = megahertz

W = watts

Cos = cosseno

< = menor que

> = maior que

nº = número

T₀ = avaliação inicial

T₁ = avaliação final

BDMA = butanediol dimetacrilato

EGDMA = etileno glicol dimetacrilato

EM = energia de microondas

n.s. = não significativo

G I = grupo I

G II = grupo II

G III = grupo III

G IV = grupo IV

IND. = indústria

COM. = comércio

LAB. = laboratoriais

Prod. = produtos

farm. = farmacológicos

ODONT. = odontológicos

S.A. = sociedade anônima

ADA = American Dental Association

et al = colaboradores

± = mais ou menos

ISO = International Stander Organization

Resumo

Resumo

O processamento das resinas acrílicas utilizadas na confecção de bases de prótese envolvem alterações dimensionais e distorções que podem comprometer a qualidade de adaptação e o posicionamento oclusal dos dentes artificiais da prótese concluída. Dois aspectos que podem atuar decisivamente nestas alterações são os métodos de polimerização da resina acrílica e a propriedade de sorção de água. Esta pode encontrar-se vinculada a variáveis como pressão, temperatura e tempo. Este trabalho investigou a correlação entre as inclinações das cúspides vestibulo-palatinas dos primeiros molares superiores de próteses totais confeccionadas em resina acrílica termopolimerizável, quando polimerizadas pelo método de Phillips e através do aquecimento por energia de microondas, em função da sorção de água, sob diferentes condições de temperatura e pressão. Para este fim foram confeccionadas 60 próteses totais superiores divididas em 4 grupos de 15 amostras cada, que receberam os seguintes tratamentos: GI, polimerizado por banho de água, e armazenado em água a 37 ± 2 °C, à pressão ambiente durante 30 dias; GII, polimerizado por banho de água, e armazenado em água a 60 ± 2 °C, 40 Libras durante 1 hora; GIII, polimerizado por energia de microondas, e armazenado em água a 37 ± 2 °C, a pressão ambiente durante 30 dias; GIV, polimerizado por energia de microondas, e armazenada em água a 60 ± 2 °C, 40 Libras durante 1 hora. Os resultados obtidos foram submetidos ao teste-t ao nível de 5% de significância. Concluiu-se que todas as amostras estudadas apresentaram alteração na inclinação das cúspides após a sorção de água. Não houve alterações estatisticamente significativas inclinação dental em relação a variável polimerização e em relação a variável sorção de água. As alterações na inclinação dos dentes ocorreram aleatoriamente para cada prótese, variando quanto ao sentido e grau de movimentação, independentemente do tipo de polimerização ou do método de sorção de água utilizados.

Palavras chave: resina acrílica, sorção de água, estabilidade dimensional, energia de microondas.

Abstract

Abstract

The processing of the acrylic resins used in the making of prosthesis bases involves dimensional alterations and distortions that can commit the adaptation quality and the occlusion positioning of the artificial teeth of the concluded prosthesis. Two aspects that can act decisively in these alterations are the methods of polymerization of the acrylic resin and the property of water sorption. This can be associated with the variables as pressure, temperature and time. This work investigated the correlation among the inclinations of the buccal-palatine peaks of the first superior molars on total prostheses made in resin acrylic termopolymerizable, when cured by the method of Phillips and through the heating by energy of microwaves, in function of the water sorption, under different temperature conditions and pressure. Therefore 60 superior total prostheses divided in 4 groups of 15 samples each that received the following treatments: GI, cured on water bathing, and stored in water to $37 \pm 2^{\circ}\text{C}$, the pressure set for 30 days; GII, cured on water bathing, and stored in water to $60 \pm 2^{\circ}\text{C}$, 40 Pounds for 1 hour; GIII, cured on microwaves energy, and stored in water to $37 \pm 2^{\circ}\text{C}$, the pressure set for 30 days; GIV, cured on microwaves energy, and stored in water to $60 \pm 2^{\circ}\text{C}$, 40 Pounds for 1 hour. The obtained results were submitted to the test-t at the level of 5% of significance. It was ended that all the studied samples presented alteration in the inclination of the peaks after the water sorption. There were not statistically significant alterations in the positioning of the teeth in relation to cured variable and in relation to variable water sorption. The alterations on teeth inclination happened randomly for each prosthesis, varying with relationship to the sense and movement degree, independently of the cured type or of the method used in water sorption.

Words key: acrylic resin, water sorption, dimensional stability, microwaves energy.

Introdução

1. Introdução

A reabilitação oral por meio de próteses restabelecem o suporte dos tecidos faciais e a relação maxilo-mandibular, fatores fundamentais na manutenção da estabilidade muscular e ausência de traumas nas articulações temporo-mandibulares. Neste contexto, o correto posicionamento dental e contato oclusal são elementos essenciais na promoção da saúde dos pacientes portadores de próteses removíveis, parciais ou totais (**OKESON⁴³, 1992**). Estas normalmente são confeccionadas em resina acrílica termopolimerizável.

Tradicionalmente seu processamento é realizado em mufas metálicas pela técnica de compressão do molde. Sua polimerização em ciclo longo é realizada em banho de água quente à 73 °C por 9 horas (**PHILLIPS⁴⁵, 1993**). Estudos atuais evidenciam que o método alternativo de polimerização das resinas acrílicas através do aquecimento por energia de microondas pode ser mais limpo e rápido que a polimerização convencional em banho de água quente, onde as propriedades das resinas acrílicas após polimerizadas, são compatíveis em ambas as técnicas (**DEL BEL CURY *et al*⁴⁹, 1994**; **RIZZATTI-BARBOSA *et al*⁵⁴, 1995**; **RODRIGES GARCIA *et al*⁵⁵, 1996**).

As resinas acrílicas para bases de próteses, após polimerizadas absorvem água lentamente, durante certo período de tempo. Isso se deve principalmente às propriedades polares das macro moléculas da resina, através do processo de difusão (**SKINNER⁶⁵, 1993**).

Neste processo ocorre alívio das tensões inerentes ao processamento da resina, podendo surgir distorções na base polimerizada e conseqüentemente no posicionamento dos dentes artificiais (**RIZZATTI-BARBOSA *et al*⁵³, 1996**).

Diante disso a associação das distorções na base da prótese com as alterações dimensionais decorrentes da sorção de água podem ser relacionadas a alterações na posição dos dentes da prótese total polimerizada (PITTA⁴⁶, 1997; RIZZATTI-BARBOSA *et al*⁵⁴, 1995).

De acordo com as leis de difusão da água existem fatores físicos como pressão e temperatura envolvidos no processo de absorção da água por corpos sólidos podendo acelerar ou retardar este processo (ARIMA⁶, 1996; VARGAS⁷¹, 1977; BEAR¹⁰, 1975)

Quando consideramos que as resinas acrílicas polimerizadas estão sujeitas às leis de difusão da água (BRADEN¹³, 1964), é possível supor que em diferentes circunstâncias de temperatura e pressão, o grau e a velocidade de sorção de água observado poderá ser alterado.

Durante a instalação da prótese na boca, a sorção de água proveniente da saliva se faz mediante condições estáveis de temperatura e pressão. O tempo envolvido para que esse processo se estabilise está em torno de 30 dias, a partir do qual a liberação de tensões é mínima e a qualidade de retenção mais favorável. À partir deste período, as alterações oclusais inerentes à liberação das tensões pela resina, praticamente não existem (DIXON *et al*¹, 1992).

Entretanto, o processo de sorção de água poderá ser modificado em pressão e temperatura diferentes das condições ambientais (FRAGA²³, 1998). Segundo SKINNER⁶⁵ (1993), a 23°C o tempo de sorção de água apresentado por próteses de resina acrílica auto e termopolimerizáveis poderá ser praticamente o dobro. Segundo (BEVAN¹¹, 1969) a sorção de água na resina acrílica é bem maior a 100 °C que a temperatura ambiente.

Porém, ao mesmo tempo em que é possível constatar uma aceleração no processo de sorção de água em função destas variáveis é preciso verificar se uma liberação de tensões

mais rápida não poderia ser capaz de induzir alterações dimensionais indesejáveis à base polimerizada (SKINNER⁶⁵, 1993). Estas alterações poderiam comprometer não só o grau de adaptabilidade da prótese à fibromucosa (RIZZATTI-BARBOSA *et al*⁵³, 1996; TAKAMATA *et al*⁶⁸, 1989; SANDERS *et al*⁶⁰, 1991), mas principalmente o posicionamento oclusal dos dentes artificiais (RIZZATTI-BARBOSA *et al*⁵³, 1996; PITTA⁴⁶, 1997).

Este aspecto poderia comprometer a qualidade final de uma reabilitação por próteses, onde estas alterações oclusais podem ser lesivas ao sistema estomatognático (OKESON⁴³, 1995).

A aceleração do processo de sorção poderia ser considerado um aspecto clínico altamente favorável mediante a possibilidade de adaptação mais rápida da base da prótese à fibromucosa desdentada remanescente, associada ao decorrente acréscimo em sua retentividade.

Revisão da Literatura

2. Revisão da Literatura

Em 1936 SWEENEY⁶⁷, estudou as alterações no selamento posterior de próteses totais, comparando próteses feitas em borracha vulcanizada, compostos de celulose, em resina acrílica, e em resina de fenol formaldeído. As próteses totais superiores eram preparadas pelos métodos convencionais e armazenadas por 60 dias à umidade relativa constante de 32 %, e depois deixadas em água por 27 dias. Durante este período, as próteses foram pesadas e feitas mensurações a partir de algumas marcas pré estabelecidas nos modelos. Este estudo mostrou que as próteses sofreram expansão quando imersas em água e perderam volume quando deixadas em ambientes secos. As próteses foram, em cada fase, colocadas sobre o modelo inicial e uma análise visual determinou qualidade de adaptação do seu bordo posterior. A adaptabilidade era considerada satisfatória apenas nos casos onde não se via espaço algum. As próteses feitas com borracha e resina acrílica mostraram melhores resultados que as de resina de fenol formaldeído.

TAYLOR⁶⁹, em 1941, avaliou a adaptação de próteses em função dos diferentes materiais com que eram confeccionadas e a pressão exercida durante a sua prensagem. Avaliou a adaptabilidade no bordo posterior de bases feitas: 1) com resina acrílica, 2) com fenol formaldeído, e 3) com borracha. Considerou o acrílico tão bom quanto o fenol formaldeído, mas ambos inferiores à borracha. Verificou que uma quantidade adequada de material deve ser utilizada durante sua inclusão da mufla. As amostras que foram submetidas a pouca pressão mostraram maior grau de desadaptação no bordo posterior.

Concluiu que a força exercida durante a prensagem deve ser adequada e mantida até que ocorra a completa polimerização do material.

No ano seguinte, **PRYOR**⁵⁰, em experimentos laboratoriais de próteses realizadas por método de injeção dos moldes, concluiu que esta técnica permitia obter próteses resistentes, com pouca porosidade, com boa precisão de adaptabilidade no bordo posterior, e pequena alteração oclusal observada experimentalmente no articulador.

Neste mesmo ano, **PEYTON & MANN**⁴⁴ analisaram algumas propriedades físicas das resinas acrílicas e estireno-acrílicas. Dentre elas, as alterações lineares durante e depois do processamento, contração volumétrica, e sorção de água. Concluíram que o processamento em banho de água fervente nos intervalos de 60 a 90 minutos foi o mais adequado. Pouca diferença foi encontrada entre ambas as resinas quanto às propriedades físicas. Quanto à vida média, a resina de metil metacrilato demonstrou maior estabilidade. Os autores acreditam que as propriedades das resinas podem ser satisfatórias na medida em que forem utilizadas com discernimento, estando relacionadas à experiência de quem irá processá-las bem como com as suas propriedades físicas. Verificaram que as amostras de ambas as resinas sorveram água após sua armazenagem em água.

SKINNER & COOPER⁶⁶, em 1943, investigaram a contração apresentada por bases de prótese confeccionadas com 5 resinas de uso corrente na odontologia. Quatro delas compostas por metil metacrilato e uma delas contendo um copolímero à base de vinil aceto-clorídrico. A contração foi determinada pelo percentual de diferença entre marcas pré determinadas no modelo mestre e nas amostras polimerizadas. O processamento das

resinas foi o proposto pelo fabricante. O método de resfriamento foi feito de 2 formas. a) por resfriamento rápido, que consistiu em esfriar rapidamente a mufla sob pressão, durante 20 a 30 minutos, em água corrente à temperatura de 20 °C, e b) por resfriamento lento, que se dava entre 3 a 4 horas, à temperatura ambiente. A menor contração linear observada foi a da resina com o copolímero. Quando analisada a influência do método de resfriamento, a contração foi menor para as bases que sofreram o resfriamento rápido, exceto para a resina com o copolímero. Os autores ainda pesquisaram o tipo de prensagem por compressão e por injeção e não observaram diferenças significativas nos valores de contração. Compararam ainda estes valores após a imersão dos corpos de prova em água a 37 °C, por 3 semanas. Todas as resinas apresentaram aumento de volume. Quando armazenadas em água, as amostras resfriadas rapidamente apresentaram maior distorção que as resfriadas lentamente.

CAUL & SCHOONOVER¹⁷, em 1949, descreveram um método para investigar o grau de polimerização das resinas acrílicas após a conclusão do seu ciclo de polimerização. Isto porque consideravam que a polimerização incompleta das resinas poderiam ocasionar deficiências na prótese concluída, como alteração dimensional, fragilidade, descoloração, formação de bolhas e dificuldade em reparos. O método utilizado em experimentos anteriores consistiu em combinar monocloreto de iodine que reage com compostos orgânicos insaturados na sua dupla ligação, e assim averiguar a quantidade de resina que não reagiu durante o processo de polimerização, ou seja, através do peso molecular médio. O valor médio do peso molecular pode portanto ser usado para correlacionar as propriedades físicas e químicas das resinas com as condições de sua polimerização, como

tempo, temperatura e presença de impurezas. Relataram que o peso molecular médio de algumas marcas comerciais de resina variou entre 3500 a 36000 antes da polimerização, e após a cura, entre 8000 e 39000.

HARMAN²⁶ em 1949, relatou que as propriedades mais significantes das bases de prótese são sua fidedignidade na reprodução dimensional, sua estabilidade e sua resistência. Estudou os efeitos do tempo e temperatura na polimerização das bases de resina de metil metacrilato, submetendo-as a 3 ciclos de polimerização em banho de água quente: a) 71 °C por 2 horas e meia, b) a partir da temperatura ambiente, obtendo a fervura em 1 hora e mantendo em ebulição por 15 minutos; e c) 71 °C por 2 horas e meia, fervendo por 15 minutos. Após a obtenção dos corpos de prova, seccionou-os em 2 partes, onde colocou metade das amostras em água destilada a 37 °C e a outra metade em dessecador à temperatura ambiente. As amostras foram medidas e pesadas a cada dia na primeira semana, a cada semana no primeiro mês, a cada mês nos primeiros 6 meses e em intervalos iguais ao longo de 19 meses. Observou-se que todas as amostras apresentaram similaridades quando colocadas na água, ganhando peso durante a primeira semana, e atingindo o peso máximo após 40 dias, que praticamente manteve-se até o final do experimento. As armazenadas no dessecador perderam peso e tiveram alterada sua estabilidade dimensional.

Também, em 1949, **SKINNER**⁶⁴ 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 por causa do

aumento da temperatura ocorrido 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 sorvem água e expandem o seu volume após o processamento, quando armazenadas no interior de líquidos.

Em 1951, **MAHLER**³⁷, conduzindo um estudo entre dentistas e técnicos de laboratório, revelou que aumento da dimensão vertical de 0.5 a 1 mm pode ser esperado, após a prótese polimerizada. Um aumento menor da dimensão vertical pode ocorrer em poucos casos após o processamento. Aumentos mais severos, em torno de 2 a 3 mm também acontecem, mas embora este aumento possa parecer muito grande, a quantidade de alterações nas posições dentais não é significativa. Considerando que a associação das alterações ocorridas entre as próteses da arcada superior e inferior seja responsável por esta alteração, um aumento de dimensão vertical em torno de 1 mm no articulador representaria apenas 0.25 mm de alteração no posicionamento dos dentes para as prótese analisadas individualmente.

McCRACKEN³⁹, em 1952, comparou as resinas ativadas quimicamente com uma termopolimerizável quanto a algumas propriedades físicas, e à praticidade de seu uso. Seu trabalho foi dividido em 2 partes: a primeira consistia em comparar a dureza, propriedades de escoamento, e resistência transversal; a segunda, sobre achados pertinentes às temperaturas de polimerização e alterações dimensionais ocorridas com as resinas quimicamente ativadas. Em seus resultados observou que, quanto à dureza, todas as resinas quimicamente ativadas exibiram aumento até 15 dias após a sua remoção da mufla. Ao final deste período esta se manteve constante e com valores próximos às resinas termo

polimerizáveis. Estas últimas mostraram resultados superiores às autopolimerizáveis. Quanto ao escoamento, os valores ficaram próximos à partir do 2º dia após a remoção da mufla. Mensurações feitas entre o bordo posterior da prótese e o modelo inicial, antes e depois da polimerização, permitiram verificar que a maior desadaptação ocorreu nas amostras onde a proporção do monômero era maior. De modo geral todas as amostras apresentaram pequena distorção. O autor atribuiu este fato à polimerização do monômero em altas temperaturas.

Neste mesmo ano, **GRUNEWALD et al²⁵** obtiveram resultados semelhantes quando compararam amostras de resina acrílica feitas pelas técnicas de injeção e de compressão do molde. Nas próteses confeccionadas pela técnica de injeção houve um incremento percentual de peso entre as amostras armazenadas em água a 21 °C durante um período de 8 meses. Depois de 100 dias ocorreu uma equiparação no peso das amostras. Observaram também que ocorreu aumento na Dimensão Vertical de Oclusão depois das próteses concluídas, provavelmente devido a fatores tais como: a) excesso de resina no molde ou ao fechamento muito rápido da mufla impossibilitando o escoamento normal da resina. b) inclusão do molde feito com gesso comum, c) excesso de água na sua manipulação e à não utilização de prensa com molas durante a polimerização da resina, o que possibilitaria a expansão do gesso.

BOLT¹², em 1956, relata que quando os corpos imersos em água são submetidos a aumento de pressão, poderão apresentar, além da compressão sobre o corpo, uma simples deformação, quando o corpo muda sua forma sem variar o seu volume, ou uma dilatação,

quando há aumento de volume. Este último fenômeno, geralmente associa-se a corpos cuja as moléculas apresentam interstícios de vazios com um valor crítico que depende tanto de tamanho das moléculas como do grau de afastamento apresentado entre elas. Entretanto, em certos casos limite, quando se combinam entre si circunstâncias como compressibilidade relativamente elevada, saturação completa, permeabilidade baixa e aplicação violenta de pressões externas, pode acontecer que a fase sólida absorva momentaneamente grande quantidade do líquido e, logo a seguir, não apresente mais absorção.

CAMPBELL¹⁵, em 1956, avaliou os efeitos da sorção de água na retenção de bases de prótese. A partir de um modelo desdentado superior de alumínio, foram confeccionadas 9 bases de prótese bem justapostas. Nestas foram feitos testes de retentividade com auxílio de uma balança em que num dos suportes era fixada a base de prótese através de ganchos presos conjuntamente sob o suporte da balança, e no outro, era depositado um volume de água que definisse um peso capaz de remover a base do modelo. Após cada ensaio, era colocada água entre o modelo e a base, e exercida uma pressão de 3 Kg sobre os dois, definindo um contato uniforme entre as duas estruturas. Foram testadas 6 bases confeccionadas através de compressão dos moldes e 3 com injeção dos moldes, em resina acrílica termo polimerizável. As bases feitas por compressão dos moldes foram armazenadas em água à temperatura ambiente por 5 e 15 dias, as análises foram realizadas nestes períodos. Foi observado que, da fase inicial para os períodos seguintes, houve acréscimo na retentividade das bases. As bases feitas com injeção dos moldes foram testados após 2 e 3 dias de imersão em água à temperatura ambiente. Também nestes foi observado discreto aumento da retenção. Avaliações clínicas também comprovaram que a sorção de água pode incrementar a retenção das bases de prótese.

Em 1960, **WOELFEL *et al***⁷⁴ avaliaram as alterações dimensionais de 183 próteses feitas com 8 resinas acrílicas (algumas com copolímeros e ligações cruzadas), resina epóxica, resina vinílica e poliestireno. As alterações foram determinadas mediante a) comparação da porção incisal do pino guia do articulador modelo H Hanau, antes e depois da polimerização, b) por mensuração da distância de molar a molar. Observaram que para todas as resinas ocorreram alterações nas próteses após sua polimerização e que as resinas convencionais, processadas por técnicas usuais de compressão, são tão estáveis dimensionalmente quanto aquelas quimicamente modificadas. As maiores alterações ocorreram quando as próteses foram removidas do interior da mufla.

SHIPPEE⁶³, em 1961, relacionou o aumento da dimensão vertical de oclusão em 171 próteses totais, confeccionadas através de moldes de compressão. Concluiu que estas alterações podem ser diminuídas se forem feitas canaletas no gesso utilizado na inclusão da mufla, para o escoamento da resina na prensagem final. Segundo o autor, este procedimento também foi capaz de diminuir o grau de porosidade na resina processada.

ANTHONY & PEYTON⁵, em 1962, avaliaram a precisão dimensional de diferentes materiais para base de prótese, através de um modelo padrão de arcadas desdentadas superior e inferior, sobre os quais as próteses eram confeccionadas. Através de um dispositivo pantográfico comparador, mediram o espaço entre as bases e os modelos padrão, onde as próteses confeccionadas foram adaptadas. Observaram que as próteses com melhor adaptação foram as de resina acrílica auto polimerizável, em relação às termo polimerizáveis. A técnica de processamento por injeção do molde apresentou melhores resultados do que a técnica de compressão do molde. Foi observado que, quando as

mesmas foram armazenadas em água por oito meses, as alterações sofridas após absorção de água pelas bases aumentaram sua adaptabilidade.

Em 1962, **CHEVITARESE *et al*¹⁸** investigaram algumas propriedades físicas de resinas a base de estireno, resina de vinil acrílico e resinas epóxicas utilizadas na confecção de próteses. Barras de cera esculpidas em 2,5 / 10,0 / 65,0 mm foram polimerizadas de maneira convencional. A dimensão linear foi verificada à temperatura ambiente, antes da inclusão, imediatamente após sua remoção da mufla, e após terem sido armazenadas em água. Concluíram que, embora os 4 materiais apresentassem alterações dimensionais durante o processamento, as resinas epóxicas apresentaram o menor valor (-0,08%). As demais resinas demonstraram aproximadamente o mesmo grau de alteração durante a polimerização (-0,26% a -0,33%). A sorção de água e a solubilidade do estireno e da resina acrílica foram satisfatórias. Quanto à estabilidade da cor, apenas a resina epóxica não permaneceu dentro das especificações da A.D.A. O teste de resistência transversal mostrou que todos os materiais tiveram desempenho satisfatórios.

BRADEN¹³ em 1964, estudaram a sorção de água pelas resinas acrílicas e outros materiais. Relata que esse fenômeno é muito importante pois está acompanhado de alterações dimensionais nas resinas, e, segundo o autor, sua cinética obedece as leis matemáticas da difusão dos líquidos. Para definir o processo de absorção e dissorção de água, dois parâmetros são necessários, que são o coeficiente de difusão e o equilíbrio de concentração das moléculas de água no interior e exterior do corpo de prova. Pode ser previsto o tempo requerido para saturar ou ressecar um corpo de prova. Este processo encontra-se ligado intimamente às variações na temperatura usada para o processamento.

Em 1968 **BEVAN & EARNSHAWT**¹¹ avaliaram a influência da sorção de água e agente de ligação cruzada na ação de um solvente relacionado a micro rachaduras na base acrílica termopolimerizada de próteses totais superiores. Após o estudo concluiu que a resina ressecada sofreu maior influência do solvente; resinas com agentes de ligação cruzada trincaram menos que resinas de ligação linear.

O primeiro autor que relatou a utilização da energia de microondas (EM) na polimerização de resinas acrílicas foi **MASAMISHI NISHI**⁴² em 1968. A energia gerada em um oscilador magnetron era transferida para uma câmara de aquecimento onde a resina foi irradiada. **NISHI**, em seu experimento, utilizou uma resina acrílica para base de prótese convencional na proporção pó/líquido de 1:0,42, incluída em mufla metálica perfurada. Após a polimerização pela energia de microondas a resina foi avaliada nas seguintes propriedades: sorção de água, dureza, tensão, resistência transversal, retenção dos dentes artificiais e adaptabilidade. Concluiu que as propriedades das resinas polimerizadas por microondas foram tão satisfatórias quanto às das resinas polimerizadas pelo método convencional.

No ano seguinte, **RUHNKE et al**⁵⁶ também estudaram a influência do isolante na sorção de água e solubilidade de 9 resinas avaliadas com o uso de 4 tipos de isolantes, utilizados comercialmente. Concluíram que os isolantes não apresentam influência marcante sobre as características de sorção de água e solubilidade das resinas.

GOODKIND & SCHULTE²⁴, em 1970, estudaram a precisão dimensional de resinas auto polimerizáveis e termo polimerizáveis convencionais utilizadas na confecção

de bases de prótese. Usaram um modelo mestre Invas, a partir do qual confeccionaram 30 amostras de prótese total, 15 para cada resina, sobre as quais nove diferentes mensurações tridimensionais foram realizadas. Todas as amostras foram ainda armazenadas na água por 6 meses. Concluíram que as amostras de ambas as resinas sofreram distorções. A auto polimerizável apresentou maior distorção comparativamente. Não observaram diferenças significativas entre as distorções sofridas após a polimerização e após armazenagem em água. Consideram que para ambas as resinas, estas alterações não são significativas quando avaliadas clinicamente.

CARVALHO¹⁶, em 1972, estudou as principais alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais, indicando a maneira mais correta de se proceder para que as mesmas sejam as menores possíveis. Relacionou em seu estudo, os seguintes fatores: contração térmica de polimerização, porosidade, sorção e perda de água, e distorção. Suas principais conclusões para diminuir ao máximo as alterações dimensionais foram: a) a resina, após condensada na mufla sem parafusos deveria ser mantida sob pressão constante numa prensa dotada de molas; b) é preciso manter esta pressão por pelo menos 2 horas antes do início do processo de polimerização; c) este deve se dar em 2 estágios: a 70 °C / 2 horas e a 100 °C / 30 minutos; d) o resfriamento da mufla deverá ser lento e gradual, à temperatura ambiente; e) a prótese após ter sido retirada da mufla, deveria ficar mantida em água.

Em 1977 **VARGAS⁷¹**, estudando a dinâmica dos líquidos disse que a água flui através dos interstícios existentes entre as moléculas dos diferentes corpos, onde pode

permanecer armazenada segundo um equilíbrio hidrostático entre o exterior e o interior da superfície. Este autor acredita que a água intersticial estará sujeita à força atrativa das partículas, que decai rapidamente com o distanciamento da superfície da molécula. Em seu trabalho, cita a lei preconizada por Henry Darcy, em 1956, na qual descreve a velocidade de percolação da água em função de gradientes hidráulicos, através da expressão: $v = Ki$, onde K é constante de permeabilidade inerente a cada corpo, e i, o coeficiente de dificuldade de percolação de líquidos.

WOELFEL⁷³, em 1977, investigou o grau de adaptação de 186 próteses totais (73 in vivo e 113 in vitro) feitas com 12 materiais processados segundo as recomendações dos fabricantes. As análises foram feitas: a) pela posição de um pino guia incisal de um articulador H Hanau antes e depois da polimerização das próteses; b) pela medida do grau de contração a distância de molar a molar da prótese encerada e após o seu polimento; c) por um exame da secção transversal do molde do gesso, após os diferentes métodos de inclusão propostos pelo fabricante; d) pelo vedamento posterior da prótese já polida assentada sobre o modelo de trabalho; e e) por observação do vedamento posterior das próteses posicionadas na boca. O autor observou que as maiores alterações lineares ocorrem durante a remoção da prótese do interior da mufla. As prótese superiores apresentaram menos alterações que as inferiores. As próteses mais espessas distorceram mais. As alterações do grau de contração da distância de molar a molar não foram clinicamente comprometedoras.

Em 1980, **RUYTER & SVENDESEN⁵⁷** investigaram 12 resinas termo e auto polimerizáveis selecionadas de acordo com a quantidade e tipo de agentes de ligação

cruzada. Exceto os produtos Palapress e Palacast, as demais resinas auto polimerizáveis apresentaram o peróxido de benzoila e aminas aromáticas terciárias como iniciadores. As resinas termo polimerizáveis foram processadas de acordo com as normas da ISO nº 1567, isto é, em água a 73 °C por 90 minutos e depois, imersas em água fervendo por 30 minutos. Os testes de deflexão foram efetuados a 23±1 °C, 37±1 °C, 50±1 °C, 60±1 °C e 70±1 °C, com umidades relativas de 50±5%, 21±2%, 11±2%, 7±2% e 4±1% respectivamente. Os materiais ainda foram testados quando imersos em um tanque de água conectado a um termocirculador. Depois de armazenadas na água, as amostras foram secas com papel absorvente e testadas. Cinco amostras foram utilizadas em cada condição de teste. A carga utilizada no teste foi de 2 N/minuto. Concluíram que os materiais termo polimerizáveis com agente de ligação cruzada 1,4 - BMDM e com diferentes quantidades de agentes de ligação cruzada EGDMA apresentaram propriedades flexurais semelhantes. As termo polimerizáveis apresentaram melhores propriedades flexurais que as auto polimerizáveis. Estas, com o agente de ligação cruzada 1,4 - BDMA apresentaram propriedades intermediárias entre as termo polimerizáveis e as auto polimerizáveis com agente de ligação cruzada EGDMA.

KIMURA *et al*²², em 1983, avaliaram a utilização da energia de microondas para polimerizar resina acrílica dental. Utilizaram resinas termopolimerizáveis incolor e rosa nas proporções pó/líquido 2,4/1 e 2/1, e dentes de porcelana e de resina acrílica. Porções de resina com diferentes pesos (7, 15 e 21g) foram irradiadas por microondas em diferentes tempos (5, 10, 15, 20, 30 e 40s) antes da mistura ser inserida nos moldes. Os moldes foram preenchidos do método convencional e após a prensagem foi removido o conjunto da mufla

e colocados em um tubo de borracha para polimerizar. Também as seguintes características foram avaliadas: A) deformação do molde de gesso após a irradiação com microondas por 0,5 a 20 minutos. B) porosidade dos corpos de prova nas seguintes condições de tamanho e peso respectivamente: 1) nas dimensões 20x20x15 mm polimerizados por 2 a 15 minutos; 2) nas dimensões 20x20x10 mm polimerizadas por 3 minutos resfriados em água gelada, em água corrente e a na bancada; 3) nas dimensões 20x20x1,5 mm e 20x20x3 mm polimerizados por 3 minutos; 4) nas dimensões 20x20x3 mm contendo um grampo de cromo-cobalto de 9 mm de diâmetro. C) Adaptação das bases de prótese polimerizadas: 1) banho de água elevando a temperatura até 100 °C em 60 minutos e mantendo em ebulição por mais 30 minutos; 2) energia de microondas por 3 minutos. D) Estabilidade de cor e formação de trincas em próteses totais confeccionadas com dentes de porcelana e resina acrílica. A partir dos resultados os autores concluíram que: A) o tempo para que a mistura polímero/monômero atinja a fase plástica pode ser reduzido e a massa torna-se mais homogênea com o auxílio do microondas; B) a irradiação de microondas raramente proporcionou alterações nos moldes; C) a resina polimerizada por 3 minutos raramente apresentou porosidade e esta foi menor quando o resfriamento foi em bancada, e o grampo metálico não provocou porosidade ao seu redor ou interferiu na polimerização; D) as prótese polimerizadas por microondas apresentaram adaptação superior em relação ao banho de água; E) alteração de cor e frinchas nos dentes artificiais quase não foram encontradas nas próteses polimerizadas em microondas; F) observaram que a resina incolor precisou menor tempo de exposição à energia de microondas do que a rosa para ser polimerizada, e quanto maior o volume precisava também ser aumentado o tempo de polimerização da resina acrílica.

Dando prosseguimento aos seus estudos, KIMURA *et al*³³, em 1984, investigaram a adaptabilidade das bases de próteses polimerizadas por energia de microondas. Para o experimento elaboraram muflas plásticas reforçadas com fibra de vidro, que não refletem a radiação como as muflas metálicas. Foram realizadas mensurações entre a base de resina e o modelo padrão na altura das tuberosidades em 7 posições pré estabelecidas numa região de corte frontal do modelo. Utilizaram uma resina rósea termopolimerizável numa proporção pó/líquido de 2:1 que foi submetida a energia de microondas por 2,5 minutos a 200 W e 500 W. Os padrões para comparação foram confeccionados por técnica convencional em banho de água, inicialmente a 65 °C por 40 minutos e depois a 100 °C por mais 30 minutos. As mensurações foram feitas: imediatamente após a remoção das bases da mufla, após 20 dias de armazenagem em água a 20 °C, e mais 2 dias em solução salina a 20 °C. De modo geral as bases que foram polimerizadas por microondas mostraram melhor adaptabilidade que as polimerizadas pelo método convencional, bem como esta propriedade pareceu estar menos influenciada pelo tipo de armazenagem, em relação à resina convencional. As base cuja região sobre o rebordo era de 3,5 a 4,5 mm sofreram maior distorção na região do palato do que aquelas em que a espessura máxima atingia 3 mm. Em ambos os casos a desadaptatação foi maior na região do palato e dos bordos, do que nas regiões sobre o rebordo. Em todas as situações, as bases polimerizadas pelo microondas mostraram melhor grau de adaptabilidade. Com o uso do termopar foi possível observar que um período entre 3 minutos a 5 minutos de irradiação foi suficiente para se completar o aquecimento para a polimerização da resina. Apenas com 20 segundos de exposição à irradiação a resina atingiu 65 °C, ao passo que no banho de água, foram necessários 30

minutos para que essa temperatura fosse atingida.

No ano seguinte, **REITZ *et al*⁵¹** apresentaram um trabalho no qual compararam algumas propriedades físicas de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas e pelo método convencional. Dez corpos de prova nas dimensões 25x12x2,5 mm foram processados em banho de água por 8 horas a 73 °C, e outros dez processados em forno de microondas a 400 W por 2,5 minutos de cada lado da mufla. A avaliação de dureza, resistência transversal e porosidade não foram significativamente diferente para os dois grupos. Para melhor avaliar a porosidade os autores prepararam amostras mais espessas. Foram confeccionados mais 20 corpos medindo 3x1x1 mm polimerizadas como o grupo anterior. Nessas amostras foi detectada maior porosidade nos corpos polimerizados em microondas. Ainda foram confeccionadas mais amostras idênticas às últimas em dimensão, porém processadas a 90 W por 6,5 minutos de cada lado da mufla. Dessa maneira foi possível observar a redução acentuada da porosidade das amostras. Os autores concluíram que, diminuindo a potência e aumentando a tempo de irradiação, houve redução significativa da porosidade em secções mais espessas de resina.

Neste mesmo ano, **MORRIS *et al*⁴⁰**, relacionaram o contorno do palato com a resistência à flexão. Para este fim utilizaram 3 modelos padrões que, segundo o grau de profundidade do palato, classificaram como raso, médio e profundo. Cada um deles foi reproduzido em gesso 15 vezes. Foram confeccionadas bases de prótese com espessura de 1, 2 e 3 mm em grupos de 5, para cada tipo de palato. Após sua polimerização as próteses foram armazenadas durante 48 horas em água a 37 ±1 °C. Concluíram que aumento na

espessura da base foi capaz de aumentar a resistência das bases de prótese nos palatos mais rasos, mas isto implicou em aumento considerável do peso da prótese. Sugerem que o uso de estruturas de metal no interior da resina e um perfeito ajuste oclusal, poderiam aumentar a resistência à fratura das bases de prótese.

Segundo KUTLE³⁴, em 1986, todos os fluidos aumentam sua viscosidade quando submetidos a aumento de pressão em temperaturas constantes, com exceção da água. Esta apresenta um decréscimo de sua viscosidade diante de aumentos consideráveis de pressão, a uma temperatura constante. Entretanto, a viscosidade dos líquidos decresce com o aumento da temperatura, mas não são afetados apreciavelmente pelas variações de pressão.

HAIDEN²⁷, em 1986, estudou a resistência transversal de bases de prótese confeccionadas com resina acrílica. Utilizou 3 resinas que foram polimerizadas por diferentes métodos. Uma resina convencional (Lucitone 550), uma de alto impacto modificada com partículas de borracha (Lucitone 199) e uma típica para polimerização convencional (Lux-It). As amostras em número de 20 consistiam em bases de prótese de 2 mm de espessura. As técnicas de polimerização foram: banho de água (73 °C / 9 horas e 100 °C / 30 minutos) e energia de microondas (700 W / 4 minutos e 90 W / 13 minutos), sendo que, nesta última, a mufla foi trocada de lado para cada metade do ciclo. Após a remoção da mufla e o polimento superficial, as amostras foram randomizadas e imersas em água a 65 °C por 72 horas antes do teste. Os corpos de prova foram avaliados em máquina teste INSTRON modelo TM. O autor constatou que as amostras irradiadas a 90 W por 13 minutos não apresentaram sucesso na polimerização, fato esse que contrariou

os achados de outros autores. Atribuiu isso às possíveis diferenças entre os fornos de microondas. Quando as amostras foram polimerizadas a 700 W por 4 minutos, isso não foi observado. As amostras que mais absorveram energia de compressão foram aquelas feitas com resina de alto impacto, polimerizadas em banho de água a 73 °C por 30 minutos. As que absorveram menor quantidade de energia foram as feitas com resina caracterizada, polimerizadas em microondas a 700 W por 4 minutos. O autor considerou que mais estudos deveriam ser feitos quanto ao uso do microondas na polimerização das resinas termopolimerizáveis.

POLYZOIS *et al*⁴⁸, em 1987, investigaram a estabilidade dimensional em próteses processadas com 5 resinas termo polimerizáveis. Foram confeccionadas 25 próteses totais superiores com as mesmas características. Na fase de enceramento foram definidos sobre as próteses 4 pontos padrões com a finalidade de permitir as mensurações dos corpos de prova no final dos processamentos experimentais. Concluíram que todas as amostras apresentaram alterações volumétricas. A resina de polimerização rápida submetida à fervura foi a que apresentou maior distorção. No entanto clinicamente falando, os autores relataram que estas alterações não poderiam ser consideradas significativas, sugerindo que estudos clínicos complementassem este experimento.

SANDERS *et al*⁶⁰, em 1987, pesquisaram a porosidade em resinas acrílicas polimerizadas em microondas. Para este fim utilizaram 5 resinas termopolimerizáveis para base de prótese, dentre elas uma própria para polimerização em microondas. Os corpos nas dimensões de 4,3x1x1 cm foram divididos em 3 grupos e obtidos através dos seguintes

processos de aquecimento: A) banho de água a 76 °C por 9 horas e resfriadas por 20 minutos em água corrente; B) energia de microondas 90 W por 13 minutos e, após 15 minutos, resfriadas em água corrente por 45 minutos; C) energia de microondas 90 W por 13 minutos e resfriadas a temperatura ambiente por 2 horas e 30 minutos. As amostras foram recortadas e polidas seguindo um padrão, e posteriormente, preparadas para avaliação da porosidade. Os resultados demonstraram que houve porosidade em todas as resinas utilizadas, para os 3 métodos de processamento. Duas resinas polimerizadas em microondas apresentaram menor quantidade de poros que quando polimerizadas por método convencional. A resina própria para microondas polimerizada e resfriada rapidamente foi a que apresentou a menor quantidade de poros. A que apresentou mais porosidade foi a resina convencional, polimerizada por microondas e resfriada rapidamente. Os autores fizeram referência importante sobre as resinas próprias para microondas onde relatam que, embora o fabricante não forneça detalhes a respeito de sua composição química, através de comunicação pessoal, obtiveram informação de que estas apresentam uma mistura de metil-etil metacrilato no monômero que permite elevar o ponto de ebulição do líquido. Concluem ressaltando a importância de selecionar a resina apropriada para cada método de trabalho.

Em 1987, **DE CLERCK**²⁰ desenvolveu um estudo onde analisou diversos aspectos sobre utilização da energia de microondas na polimerização de resinas acrílicas. Fez comentários quanto a potência e tempo suficientes para promover a polimerização de maneira rápida, diminuir o tempo de condução do calor da água para o centro da mufla que ocorre quando utilizado o método convencional, com o intuito de promover um menor

número de poros, devido a maior dissipação do calor. O autor concluiu que a energia de microondas reduz significativamente o tempo de confecção das próteses removíveis. A resina polimerizada através da energia de microondas apresenta menores níveis de monômero residual e propriedades físicas iguais às processadas pelo método convencional. Porém, esse método requer muflas especiais.

AL DOORI *et al*¹, em 1988, compararam o sistema de polimerização de 4 resinas termopolimerizáveis por energia de microondas e pelo método convencional. Os autores avaliaram para ambos os métodos, o peso molecular, a conversão monômero/polímero e a porosidade. Os corpos de prova foram processados em forno de microondas a 70 W por 24 minutos, em ciclo convencional de água quente a 70 °C por 7 horas seguido de 3 horas a 100 °C. Para as resinas termopolimerizáveis de polimerização rápida usou-se 20 minutos em água em ebulição. Os autores verificaram que o peso molecular é essencialmente o mesmo, independente do método de polimerização utilizado. A conversão de monômero em polímero é satisfatória com a utilização do microondas, mas a quantidade mínima de monômero residual requerida pela resina polimerizada em banho de água não foi alcançada. Quanto à porosidade, o ciclo utilizado permitiu amostras livres de poros até à espessura de 3 mm.

No ano seguinte, **LEVIN *et al*⁶**, realizaram revisão da literatura sobre o uso da energia do microondas para polimerizar resinas acrílicas. Segundo os autores, as propriedades físicas das resinas polimerizadas por esse método podem ser exageradas, e existe a necessidade de desenvolvimento de materiais e métodos de processamento

adequados, e pesquisas sobre as propriedades físicas devem continuar. Próteses polimerizadas em microondas têm a vantagem da rápida polimerização, facilidade de manipulação e limpeza. As desvantagens estão relacionadas à mufla plástica especial para este método, que são relativamente caras e podem se fraturar após vários ciclos de polimerização de próteses dentais.

AL MULLA *et al*³, em 1989, verificaram o efeito da água e saliva artificial sobre as propriedades mecânicas das resinas acrílicas. Utilizaram 3 tipos de resinas: 1) termopolimerizada; 2) polimerizada por luz visível 3) autopolimerizada. Os corpos de prova foram colocados em água e saliva artificial. Decorrido o período experimental, verificaram que o módulo de elasticidade, resistência flexural, dureza e incorporação de água pelas amostras não apresentaram diferenças, quando os corpos de prova permaneceram em água ou nos dois meios da saliva artificial.

Também em 1989, **TAKAMATA *et al*⁶⁸** investigaram se a adaptação de prótese totais superiores era influenciada pelo método de ativação do processo de polimerização. Compararam uma resina convencional termopolimerizável de ciclo rápido, uma foto polimerizável, uma resina fluida auto polimerizável, uma desenvolvida especificamente para microondas. Foram usados dois métodos de medida para a precisão dimensional: 1) peso do material de moldagem entre a base da prótese e o modelo mestre, 2) medidas do espaço de bordo posterior de 5 pontos de observação e o volume estimado do espaço entre a base da prótese e o modelo mestre. Avaliando os resultados obtidos, chegaram às seguintes conclusões: A) a pior adaptação foi a obtida pelo grupo de resinas polimerizadas em banho de água convencional. A resina ativada por luz visível produziu uma precisão intermediária,

assim como a resina fluida curada por 20 minutos a 100 °C ou a resina processada através de microondas a 90 W por 13 minutos ou a 500 W por 1,5 minutos. Os dois grupos com melhores resultados foram as amostras feitas em resinas auto polimerizadas e em resina própria para microondas.

Em 1990, **HOGAN & MORI**²⁹, desenvolveram um método de mensuração contínua da temperatura para fornos de microondas através de termopar. Isso tornou possível correlacionar as potências e tempos de irradiação com a ebulição da água em um recipiente. A visualização da ebulição água ocorreu em 1 minuto a 500 W. Constataram que as medidas da temperatura da água em ebulição e do termopar coincidiram, portanto, esse método era eficiente para mensurar a temperatura no interior dos fornos de microondas.

Ainda em 1990, **LATTA et al**³⁵ fizeram um estudo da estabilidade tridimensional de bases de prótese por um novo sistema. Confeccionaram 10 próteses maxilares, constituindo 40 amostras no total. Os materiais utilizados foram. a) Hy-Pro Lucitone por compressão dos moldes; b) PERform por injeção dos moldes; c) SR-Ivocap por injeção dos moldes; e d) Accelar 20 por compressão dos moldes. A posição dos dentes e a espessura das próteses foram padronizadas através de moldes de silicone. Pontos metálicos foram implantados em posições pré estabelecidas da prótese e modelo. Radiografias oclusais, laterais e frontais foram feitas em condições padronizadas, e em intervalos específicos: a) antes do processamento; b) depois do processamento; c) imediatamente após sua remoção da mufla, e d) 30 dias após a polimerização. Os resultados revelaram variações significativas nas posições dos pontos metálicos nas amostras pós

processamento, e entre cada grupo de amostras. Nas dimensões oclusais todas as amostras contraíram em relação ao plano frontal e expandiram nas medidas diagonais e ântero-posteriores antes de serem removidas dos modelos. Poucas alterações foram observadas após 30 dias nas resinas (a) e (b).

BAFILI *et al*⁹, em 1991, avaliaram a influência da energia de microondas na porosidade das resinas acrílicas quando comparadas com o método convencional. As amostras foram divididas em 7 grupos: (G1) formado por 10 corpos de prova com monômero de metil metacrilato, polymerizados em banho de água a 76, 11 °C por 9 horas; (G2, G3, G4, G5) onde as 10 amostras de cada grupo foram processadas utilizando uma mistura do polímero convencional com monômero específico para a polimerização em microondas; (G6, G7) onde as 10 amostras de cada grupo foram processadas com polímero e monômero convencionais em microondas. O processamento das amostras dividiu-se da seguinte forma: para o G2 EM à 90 W por 13 minutos + 450 W por 2 minutos; para o G3 EM à 90 W por 6,5 minutos de cada lado + 450 W por 1 minuto de cada lado; para o G4 EM à 225 W por 10 minutos; para o G5 EM à 450 W por 2,5 minutos de cada lado; para o G6 EM à 90 W por 13 minutos + 450 W por 2 minutos; para o G7 EM à 90 W por 6,5 minutos de cada lado + 450 w por 1 minuto de cada lado. Foi calculada, com o auxílio de um microscópio com aumento de 10 vezes a percentagem média da porosidade interna e externa dos corpos de prova. Não houve diferença significativa na média total de poros, entre o grupo controle e os grupos que utilizaram o líquido elaborado para microondas, sendo que os grupos que utilizaram o líquido convencional apresentaram um valor médio de porosidade maior.

SANDERS *et al*⁶⁰, em 1991, avaliaram a adaptação de bases de prótese de resinas polimerizadas por microondas e pelo método convencional. Através de um modelo maxilar desdentado padrão feito de alumínio foram confeccionadas base de prótese de espessura idêntica. Estas foram polimerizadas com 3 resinas (2 convencionais e 1 própria para microondas). Os resultados permitiram observar que não houve diferença significativa entre os métodos de processamento quanto ao teste de adaptação a que foram submetidas as bases de prótese.

ZISSIS *et al*⁷⁶, ainda neste ano, fizeram uma revisão de literatura a respeito dos métodos de mensuração utilizados na determinação da precisão dimensional e estabilidade das bases de prótese. Observaram que muitos e diferentes métodos têm sido propostos, mas que existe um certo predomínio no uso de compasso calibrador e de microscópios lineares. Mas o método que pode oferecer bastante precisão em pesquisas futuras são os sofisticados sistemas computadorizados de mensuração por coordenadas, que permitem obter resultados bastante precisos do posicionamento da base da prótese em relação ao modelo.

Também em 1991, **NELSON *et al*⁴¹** estudaram as alterações observadas na dimensão vertical de oclusão ante o processamento convencional e por energia de microondas. Confeccionaram 30 bases de prótese superior e 30 inferior, sendo metade em resina Lucitone polimerizada por água quente (70 °C por 9 horas) e a outra parte processada por energia de microondas (500 W por 2,5 minutos de cada lado da mufla). Todas as bases

receberam dentes de resina acrílica padronizados. As alterações de dimensão vertical foram medidas com o auxílio de um articulador Arcon H-2, no qual foi adaptado um dispositivo mensurador Starret, capaz de registrar alterações de até 0,01 mm. Os resultados demonstraram aumentos da D.V.O. de até 1 mm em ambos os métodos, o que é considerado tecnicamente aceitável. Estatisticamente falando, houve significância nos dados das amostras processadas pela energia de microondas, que foi maior do que as amostras processadas convencionalmente.

Em 1991, **AL-HANBALI *et al*⁷¹**, estudaram o grau de distorção do bordo posterior de bases de prótese processadas em banho de água (70 °C por 7 horas + 100 °C por 3 horas e 100 °C por 20 minutos) e através de energia de microondas (65 W por 25 minutos), confeccionados sobre modelos duplicados a partir de um modelo mestre fundido em liga de cromo-cobalto. Após o processamento, as bases foram resfriadas na bancada, à temperatura ambiente, e mantidos em ambiente úmido por 24 horas. O espaço entre as bases polimerizadas e o modelo mestre foi medido na região de bordo posterior em 7 posições, com auxílio de um microscópio comparador linear com aumento de 35 vezes. A partir dos resultados obtidos foi concluído que as bases após polimerizadas apresentam distorção. As que apresentam menor distorção foram as submetidas à polimerização por microondas, embora as distorções encontradas não tenham sido estatisticamente significativas. Nos 3 grupos, a região mediana das bases foi o local onde mais houve distorção.

Neste mesmo ano **WALLACE *et al*⁷²** analisaram a precisão dimensional de bases de próteses polimerizadas por energia de microondas e pelo método convencional. O grupo

controle foi polimerizado em banho de água (73 °C por 9 horas). As variáveis consistiam em amostras polimerizadas por energia de microondas em diferentes combinações de temperatura e tempo: A) 86 W por 13 minutos + 448 W por 2 minutos; B) 86 W por 6,5 minutos de cada lado e 448 W por 1 minuto de cada lado; C) 241 W por 10 minutos; D) 397 W por 2,5 minutos de cada lado. Associado a essa variável, foi utilizado Micro Liquid nas resinas. As amostras foram armazenadas em água por 30 dias. Foram feitas mensurações em diferentes posições da base. Os resultados demonstraram que podem ocorrer alterações estatisticamente significativas em algumas amostras com relação a posições específicas da base. Entretanto de um modo geral, os autores consideraram que as bases processadas por energia de microondas podem apresentar precisão igual ou melhor que as processadas convencionalmente. Concluíram ainda que não houve um grupo específico dentre os polimerizados por energia de microondas que apresentasse maior adaptabilidade em relação aos demais. Admitiram que o processamento das resinas por microondas é mais eficiente em termos de tempo de trabalho em relação ao método convencional e que pode ser aplicado clinicamente na odontologia fornecendo excelente precisão dimensional.

Em 1992, **TURCK *et al***⁷⁰ estudaram a determinação da precisão dimensional de próteses utilizando um sistema de mensuração de coordenadas por computação gráfica. Os corpos foram processados por 3 diferentes técnicas: A) banho de água convencional, por energia de microondas e fotopolimerização. Os resultados não demonstraram diferença significativa nas mensurações das próteses, para os 3 métodos, mas em posições específicas, a ativação por luz visível produziu significativa distorção na borda, em relação

às próteses polimerizadas por energia de microondas.

DIXON *et al*²¹ em 1992 investigaram a estabilidade dimensional linear em 3 tipos de resinas utilizadas no processamento de bases de próteses (Triad, Accelar 20 e Lucitone 199). As resinas foram submetidas a ciclos de polimerização curto e longo e as amostras foram armazenadas em água por 30, 60 e 90 dias. Após 90 dias de armazenamento apenas a resina Accelar 20 apresentou distorção na sua dimensão linear. Entretanto consideraram que as alterações ocorridas foram tão pequenas que não poderiam ser estatística ou clinicamente comprovadas.

Em 1994, **DEL BEL CURY *et al*¹⁹**, avaliaram algumas propriedades físico-químicas de 2 resinas termopolimerizáveis, 1 resina quimicamente ativada e 1 polimerizada por energia de microondas. As propriedades estudadas foram: sorção de água, resistência transversal, resistência ao impacto e liberação de monômero residual. Os resultados revelaram que, em relação à solubilidade em água, as resinas autopolimerizáveis e polimerizadas por microondas mostram valores maior e menor respectivamente. Para teste de flexão máxima e liberação de monômero residual, a resina curada por microondas mostrou menores valores. Uma termopolimerizável e a autopolimerizável tiveram maiores valores nos respectivos testes. A resina que mostrou maior resistência ao impacto foi a termopolimerizável com monômero contendo ligação cruzada. A partir dos resultados, concluíram que as resinas diferem entre si em relação as suas propriedades físico-químicas, as quais não estão relacionadas ao tipo de polimerização a que foram submetidas.

ILBAY *et al*³⁰, em 1994, desenvolveram um estudo para analisar algumas

propriedades físicas de uma resina própria para microondas, diante de 21 variações no método de processamento. Utilizaram potências de 110, 165, 220, 275, 330 e 550 W em tempos de 1, 2, 3, 6, 8, e 10 minutos. De 21 amostras 15 obtiveram polimerização efetiva. Os ciclos limites foram 110 W por 10 minutos e 550 W por 2 minutos. As amostras não apresentaram porosidade significativa. No entanto as amostras polimerizadas com potência alta apresentaram maior número de poros. O ciclo que apresentou maior dureza foi o de 550 W por 3 minutos.

O comportamento da polimerização através de energia de microondas sobre o nível de monômero residual de resina de autopolimerizável e sobre a resistência transversal de resina acrílica convencional após reparo foi investigado em 1994 por YUNUS *et al*⁷⁵. Amostras com 20 x 20 x 3 mm de resina autopolimerizável utilizada para reparos e reembasamento (MELIODENT[®]) foram preparadas e polimerizadas através de três métodos: 1) polimerização sobre bancada à temperatura ambiente; 2) cura sob pressão de água de 2,2 unidades atmosféricas por 20 minutos a 35 °C; 3) irradiação de energia de microondas a 500 W durante 5 minutos. A concentração de monômero residual foi determinada através de cromatografia gasosa em intervalos de 20 minutos, 1 hora, 1 semana e um mês após o preparo das amostras. Posteriormente 30 corpos de prova confeccionados com resina termopolimerizável convencional nas dimensões 2,5 x 10 x 6,5 mm foram processados em banho de água durante 7 horas a 70 °C mais 1 hora a 100 °C. Em seguida foram fraturados, reparados com resina MELIODENT e divididos em 3 grupos de 10 elementos, que foram polimerizados de acordo com os ciclos já citados anteriormente. Após 1 hora, todas as amostras foram testadas quanto à resistência

transversal. Foi demonstrado que o menor nível de monômero residual foi atingido com amostras polimerizadas através de energia de microondas, e que esse método resultou em reparos mais resistentes comparado aos outros dois métodos de polimerização estudados.

DYER & HOWLET²² em 1994 investigaram a estabilidade dimensional de resinas acrílicas próprias para energia de microondas com resinas acrílicas de polimerização rápida em banho de água e analisaram em ambas as resinas quando reparadas com resinas acrílicas polimerizadas em microondas. Em um modelo metálico simulando um maxila edêntula foram confeccionados 40 modelos de gesso pedra, sendo que dois grupos de bases de resina acrílica foram preparados e polimerizados sobre os mesmos: 1) resina de polimetil-metacrilato modificada para polimerização rápida, sendo imersa em água fervente e mantida a 100 °C por 22 minutos, e 2) resina de polimetil-metacrilato modificada para polimerização em microondas a 500 W por 3 minutos. A adaptação sobre o modelo metálico foi avaliada pela medida da espessura de um material de impressão interposto entre o modelo e a base. As bases originais foram seccionadas em direção sagital e reparadas usando resina acrílica ACRON-NC polimerizada a 500 W por 2 minutos, e a estabilidade foi reavaliada após os tratamentos propostos. Os autores concluíram que as novas resinas formuladas para microondas não oferecem vantagens em termos de precisão dimensional em relação às resinas convencionais curadas pelo método rápido em banho de água.

Um estudo realizado por **SADAMORI *et al*⁵⁸**, em 1994, verificou a influência da espessura e da localização, no corpo de prova, na concentração de monômero residual de

amostras de resina acrílica submetidas a 3 métodos de polimerização diferentes: A) em banho de água a 70 °C por 90 minutos seguido de 30 minutos a 100 °C; B) em banho de água a 50°C por 15 minutos e pressão de 3,6 Kgf/cm²; C) em microondas a 500 W por 3 minutos. A cromatografia gás-líquida foi utilizada para quantificar os níveis de monômero residual. A partir dos resultados obtidos os autores verificaram que a concentração de monômero residual depende do método de processamento e da espessura da resina, mas não depende de sua localização no interior da mesma. Sugerem que a precisão e estabilidade das próteses de resina acrílica poderiam ser influenciadas pelo método de processamento, pela espessura e pela forma da base.

No ano seguinte, **RIZZATTI-BARBOSA et al**⁵⁴ avaliaram a influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptação de próteses totais. Este experimento envolveu o uso de duas resinas: um convencional com ligação cruzada (Lucitone 550®) e outra desenvolvida para microondas (Acron MC®). A primeira foi submetida à polimerização em banho de água quente a 73 °C por 9 horas e à polimerização através de microondas nos ciclos de 500 W por 3 minutos e 90 W por 13 minutos. A partir de um modelo fundido em liga de cobre alumínio simulando uma maxila totalmente desdentada foram confeccionadas 12 prótese totais para cada grupo experimental, num total de 60 amostras. A primeira avaliação do grau de adaptabilidade foi realizada logo após o acabamento das próteses e a segunda após as amostras terem ficado por 30 dias em água destilada a 37 ± 2 °C. Foram realizados 2 testes de adaptação: o primeiro consistiu no peso do material de moldagem interposto entre as bases e o modelo mestre; o segundo, na média das mensurações do espaço entre a base e o modelo mestre em

7 diferentes posições do seu bordo posterior. Os resultados obtidos mostram que: A) as prótese feitas com Lucitone 550 processadas em microondas a 500 W / 3 minutos foram as que apresentaram melhor adaptação; B) as amostras feitas com Lucitone 550 processadas em banho de água, e as feitas com Acron M C processadas a 500 W / 3 minutos foram as que apresentaram a pior adaptação; C) todas as prótese apresentaram melhor adaptação após o período de armazenagem em água ; D) as amostras que apresentaram maior diferença entre o grau de adaptação nos períodos de pré e pós armazenagem na água foram as feitas com Lucitone 550 em banho de água e a Acron MC polimerizada a 500 W / 3 minutos. Os autores consideram que mais estudos devam ser realizados sobre os ciclos de polimerização em microondas e as variáveis que estes promovem no resultado final das próteses.

POLIZOIS *et al*⁴⁷, em 1995, avaliou a força de união no reparo de resinas acrílicas para base de prótese usando, (A) resina termopolimerizável convencional, (B) resina própria para microondas, e (C) resina autopolimerizável. Foram confeccionadas amostras retangulares das resinas: Acron MC polimerizadas com EM a 500 W por 3 minutos e Trevalon polimerizadas em banho de água 70 °C por 7 horas mais 100 °C por 3 horas. As amostras foram armazenadas em água por 1 semana e cortadas ao meio em 2 mm e reparadas conforme as combinações e ciclos de polimerização: - Acron MC reparadas com Acron MC - microondas 500 W / 3 minutos; - Acron MC reparadas com Trevalon - água a 70 °C / 7 horas mais 100 °C / 3 horas; - Acron MC reparadas com Croform - 37 °C / 30 spi / 15 minutos; - Trevalon reparadas com Acron MC - microondas 500 W / 3 minutos; - Trevalon reparadas com Trevalon - água a 70 °C / 7 horas mais 100 °C / 3 horas; -Trevalon

reparadas com Croform - 37 °C / 30 spi / 15 minutos. O teste de resistência flexural foi realizado em máquina de testes ISTRON e resistência ao impacto em Pêndulo Zwick. Os resultados revelaram que para ambas as resistências avaliadas os reparos com energia de microondas foram superiores às amostras reparadas em banho de água e às autopolimerizáveis.

RODRIGUES GARCIA *et al*⁵⁵, em 1996, estudaram a influência de um segundo ciclo de polimerização na adaptação e porosidade de bases de prótese. Foram confeccionadas 12 bases de prótese para cada um dos 3 grupos estudados: (G1) e (G2), resina acrílica convencional polimerizada em banho de água a 73 °C por 9 horas; (G3) resina acrílica para microondas polimerizadas a 500 W por 3 minutos. O grau de adaptação foi verificado através do peso do material de moldagem interposto sobre a base e o modelo mestre, sob carga de 2 Kg. Após, todas as bases foram reembasadas pelo método de adição, sendo que os grupos (G1) e (G3) com a mesma resina e a mesma técnica de polimerização e (G2) com a mesma resina, porém polimerizadas com energia de microondas a 500 W por 3 minutos. Todos os grupos foram novamente submetidos ao teste de adaptação descrito anteriormente. A porosidade das amostras após polimento e imersão em tinta preta, foi conferida em lupa estereoscópica com aumento de 63 vezes. Concluíram, os autores, que a resina convencional polimerizada no primeiro ciclo pelo método convencional e, no segundo, por energia de microondas, apresentou adaptação semelhante à do método convencional de reembasamento. Quanto à porosidade constatou-se que, tanto após o primeiro como segundo ciclo de polimerização, a resina convencional apresentou maior porosidade.

Neste mesmo ano **ARIMA *et al*⁶** utilizou seis agentes de ligação cruzada adicionados ao monômero de resinas autopolimerizáveis para base de dentadura e investigou o efeito dessas substâncias na sorção de água e na solubilidade das resinas. Os resultados sugeriram que a natureza química do polímero relacionada com a molécula de água afetam a sorção de água da base de resina, sendo que a adição de agente de ligação cruzada diminuiu a solubilidade com o aumento da concentração.

SCHIOZER⁶², em 1996, conclui que a quantidade de líquido sorvida por um corpo não dependem apreciavelmente da força de pressão sobre sua superfície, mas da espessura do corpo, distribuição das moléculas e suas disposições geométricas, e da viscosidade do líquido, a qual decresce com o aumento da temperatura.

KIMPARA & MUENCH³¹, em 1996, pesquisaram se a porosidade era influenciada pela fase de pré polimerização da resina acrílica durante a prensagem, e também do tempo decorrido entre a prensagem e polimerização, utilizando amostras em várias espessuras. Os corpos de prova com base de 2 x 2 cm e espessura variando em 0,5; 1,0; 2,0 cm de altura, e um cubo com arestas de 3 cm foram confeccionados com resina termopolimerizável incolor, através de ciclo curto em banho de água de 3 horas, sendo que a resina foi prensada nas fases pegajosa, plástica e borrachóide, e a polimerização realizada imediatamente e após 24 horas. Os resultados possibilitaram concluir que a prensagem na fase borrachóide e um maior tempo de espera entre a prensagem e polimerização tenderam a diminuir a porosidade; na polimerização imediatamente após a prensagem, obteve isenção de poros em amostras de até 1 cm de espessura polimerizadas imediatamente após a



prensagem, e até 2 cm em amostras polimerizadas 24 horas após a prensagem.

Neste mesmo ano, **MAY *et al*³⁸** avaliaram quantitativamente o efeito do envelhecimento acelerado de 5 resinas termopolimerizáveis convencionais, 2 termopolimerizáveis de cura rápida e 1 polimerizável por microondas. Quando polimerizadas em microondas. As resinas utilizadas foram: Lucitone Hy-pro, Accelar 20, Lucitone 199, Ebony light, Ebony dark, Lucitone CH, Lucitone Tru Tone, Acron GC. Confeccionaram 5 amostras de cada material em forma de disco nas dimensões: d = 22mm e h = 3mm foram polimerizadas em forno de microondas (Sharp Eletrônico, 900W) por 5 minutos na potência máxima. Com um instrumento Chroma Meter II foi realizada a mensuração da cor a partir da tomada inicial. As amostras foram submetidas a um acelerador de idade, sendo expostas a luz visível ultravioleta de uma lâmpada de xenon de 2500W em um ambiente com 90% de umidade e temperatura de 65 °C. Após 300, 600 e 900 horas de exposição ao acelerador de idade foram realizadas novas leituras da cor no centro das amostras, por três vezes e feita a média. Os resultados desse estudo demonstraram significativas alterações de cor após o envelhecimento das resinas termopolimerizáveis e a Acron GC processadas em microondas. Com exceção da resina Hy-pro, todos os materiais apresentaram significativa alteração de cor.

Em 1996, **POMILIO *et al*⁴⁹**, estudaram as alterações dimensionais que ocorrem em próteses totais da arcada inferior durante o processo de inclusão, condensação e polimento. Foram utilizadas 20 próteses onde realizaram-se 13 diferentes mensurações em pontos de referência pré-determinados, inicialmente com a prótese encerada e posteriormente após

sua polimerização e polimento. Após a análise dos dados, observaram uma diminuição no comprimento do arco dentário estatisticamente significativa; um fechamento do arco na região de molares e um aumento na dimensão vertical de oclusão, justificando assim a necessidade do ajuste oclusal antes da instalação da prótese no paciente.

RIZZATTI-BARBOSA & DALLARI⁵³ neste mesmo ano, investigaram se o processo de polimerização das prótese totais pode interferir nas inclinações látero-laterais das cúspides mesiais dos primeiros molares superiores. A partir de um modelo mestre foram obtidos os moldes com silicona por condensação de consistência leve, preenchidos com gesso pedra tipo III. As moldagens foram obtidas com o auxílio de moldeiras individuais confeccionadas com resina acrílica sobre o modelo fundido, devidamente aliviado com cera. Para cada modelo foi feita uma base de prótese em resina autopolimerizável. Para a padronização na montagem das 20 próteses, foram utilizados padrões fixados nas plaquetas de um articulador totalmente ajustável. Os dentes artificiais foram posicionados cada qual em seu nicho, localizado no padrão inferior. Fechado o articulador, a distância entre os dentes artificiais e a base de prótese foi preenchida com cera 7 e os dentes fixados em posição padronizada para todas as próteses. Para cada prótese encerada foram confeccionados 2 padrões para mensuração do ângulo das cúspides, em resina vinílica. Este em forma frontal, passava sobre as cúspides mesiais dos primeiros molares superiores em ambos os lados. Antes da polimerização das próteses, um dos padrões foi posicionado sobre os dentes e suas edentações obtidas com resina autopolimerizável. Esses padrões foram removidos e registrados através de xérox em perfil, para mensurar as inclinações das vertentes triturantes das cúspides palatinas dos primeiros molares. Após, as amostras foram incluídas em mufla metálica convencional para

processamento em banho de água através da compressão do molde, polimerizadas a 75 °C / 9 horas. Após as próteses terem sido removidas das muflas, foi feito o acabamento e realizado uma segunda avaliação das inclinações das cúspides. Os autores observaram a partir dos resultados que, entre os estágios de pré e pós-polimerização, ocorreram alterações nos ângulos estudados, admitindo supor que a contração ocorrida na base da prótese durante o seu processamento pode ser causa de alterações na mesa oclusal dos dentes posteriores.

Em 1997, **ARIOLI**⁷ analisou a influência das formas geométricas dos palatos (triangular, oval e plano) e os tempos de armazenagem em água a 37 °C (24 horas, 15 e 30 dias) na adaptação de próteses totais superiores confeccionadas com resina acrílica polimerizadas termicamente. As amostras foram enceradas, incluídas e polimerizadas a partir de modelos mestres duplicados em gesso pedra tipo IV em moldagens com moldeira individual e silicone por adição. Em seguida as amostras foram armazenadas em água e posteriormente coladas com adesivo instantâneo sobre os modelos para executar os cortes (região do selado posterior, fossas centrais dos primeiros molares e regiões distais dos caninos). Os desajustes foram mensurados com microscópio comparador linear. Os resultados indicaram que existe uma significância estatística nas formas geométricas do palato tendo o palato plano apresentado os menores desajustes. Os períodos de armazenagem em água não demonstraram alterações significativas entre os dados. Desta maneira, a região de selamento posterior foi a que apresentou menor adaptação em todos os grupos, a forma geométrica triangular do palato contribuiu para o aumento dos desajustes, o que, segundo o autor, pode interferir na retenção e estabilidade de prótese

totais superiores.

Recentemente, **PITTA**⁴⁶, em 1997 estudou a variação na inclinação das cúspides méso palatinas dos primeiros molares superiores de próteses totais após processamento por três métodos: I) banho de água 73 °C por 9 horas; II) microondas 440 W por 4 minutos; III) microondas 80 W por 15 minutos. A partir de um modelo metálico representando uma maxila edêntula, foram confeccionadas 30 próteses totais superiores com as mesmas características quanto à espessura, forma e montagem dos dentes. Os ângulos formados pela intersecção das retas que representavam o prolongamento das vertentes triturantes das cúspides méso palatinas dos primeiros molares superiores foram medidos antes da polimerização, após a polimerização e após o polimento. Foram confeccionadas matrizes de correlação para os ângulos medidos e encontrou-se que entre a fase de pré polimerização e a fase de pós polimerização houve uma maior aproximação dos ângulos (34%) para o Grupo II. Houve diferenças significativas entre as fases de pós polimerização e polimento, com grande discrepância para os três grupos, sendo 57% de aproximação para o Grupo I, 37% para o Grupo II e apenas 7% para o Grupo III, mesmo tendo sido utilizado o mesmo método de polimento para os três grupos. Dessa forma, o autor constatou que: A) os três métodos estudados apresentaram alterações nas inclinações das cúspides; B) o método de polimerização por energia de microondas a 440W por 4 minutos foi o que apresentou menor alteração nas inclinações das cúspides dos dentes estudados. C) o polimento pelo método convencional alterou significativamente a inclinação das cúspides das amostras estudadas para ambos os grupos.

Em 1997, **SADAMORI *et al*⁵⁹**, avaliaram a influência da espessura na alteração dimensional linear, no empenamento e na absorção de água de resinas para base de prótese seguindo dois métodos de processamento (convencional em banho de água e por energia de microondas). Foram confeccionados corpos de prova nas dimensões de 65 mm x 10 mm e espessuras variando em 1, 3, e 5 mm e polimerizados: a) resina termopolimerizável convencional (banho de água 90 minutos 70°C mais 30 minutos 100°C); b) resina para microondas ACRON-MC (500 W por 3 minutos). As amostras foram armazenadas em água destilada 37°C. A alteração dimensional o empenamento e a sorção de água foram avaliadas nos períodos de 1, 7, 30, e 90 dias. O autor constata que: a) a espessura da resina acrílica influencia nas alterações lineares, no empenamento e na sorção de água; b) a alteração linear dimensional em base fina após a demuflagem pode ser menor, mas a deformação pode ser maior em relação a uma base grossa. Uma base mais grossa requer maior tempo para se obter estabilidade dimensional em relação a uma base mais fina.

ARIOLI⁸, em 1998, analisou a influência do período de armazenagem e das técnicas de polimerização em três marcas comerciais de resinas acrílicas, na movimentação dental de próteses totais superiores. As resinas e o método de polimerização foram: LUCITONE 550 (banho de água 74 °C por 9 horas e em microondas a 500 W por 3 minutos), QC-20 (água fervendo por 20 minutos) e ACRON-MC (microondas 500 W por 3 minutos). As distâncias dentais foram mensuradas após o enceramento (T0), inclusão (T1), polimerização e demuflagem (T2), nos períodos de 3 (T3), 7 (T4) e 30 dias (T5) de armazenagem em água a 37°C. A partir dos dados obtidos concluiu que: 1) a resina ACRON-MC apresentou os maiores deslocamentos dentais; 2) no período de armazenagem de 3 dias ocorreram os maiores índices de deslocamentos dentais; 3) o período de

armazenagem não compensou totalmente as distorções de polimerização; e, 4) as distâncias entre pré-molares e molares apresentaram contração e expansão respectivamente.

ALMEIDA⁴, e, 1998, realizou uma pesquisa na qual procurou verificar as alterações de adaptação das bases de próteses totais com resina acrílica sob a influência de 3 técnicas de polimerização: convencional resina termopolimerizável (banho de água a 74°C por 9 horas), calor seco resina termopolimerizável (estufa 74°C por 9 horas) , e por energia de microondas resina termopolimerizável e ACRON-MC (900W por 3 minutos). A alteração dimensional das bases foi avaliada através de cortes das amostras e avaliado o espaço formado entre a base e o modelo de gesso em microscópio métrico linear. Segundo os resultados concluiu-se que todas as técnicas avaliadas produziram distorções, sem diferenças estatisticamente significantes.

Através de uma revisão bibliográfica **RIZZATTI-BARBOSA *et al*⁵²**, em 1998, citam que métodos alternativos de processamento de resinas para próteses odontológicas têm sido propostos, no sentido de aprimorar as técnicas e os resultados de próteses removíveis, sejam parciais ou totais. Ainda neste trabalho, os autores fazem uma análise crítica da técnica de processamento através do uso de energia de microondas, no qual salientam as pesquisas desenvolvidas, no sentido de evidenciar os prós e contras de seu uso como método alternativo de polimerização das resinas para base de prótese. Neste contexto, os autores concluem que este método, apesar de relativamente recente, é plausível de ser utilizado na elaboração de trabalhos protéticos, por se tratar de uma técnica simples, limpa e rápida admitindo trabalhos com qualidade equivalente aos métodos convencionais.

BRAUN, em 1998¹⁴, avaliou a efetividade da polimerização da resina acrílica dental processadas através de energia de microondas, quando em contato com o metal. Foram confeccionados 36 corpos de prova cilíndricos com 30 mm de diâmetro por 4 mm de espessura, contendo no seu interior uma grade metálica com 28 x 8 x 0,5 mm. Os corpos foram divididos em 3 grupos submetidos aos seguintes processamentos: G1) resina Clássico em ciclo curto; G2) resina Acron-MC polimerizada a 500 W por 3 minutos; G3) resina Clássico polimerizada a 500W por 3 minutos. Após a polimerização, as amostras foram cortadas ao meio, sendo uma parte submetida ao teste de monômero residual e a outra submetida a teste de dureza e porosidade. A dosagem de monômero residual liberada na água durante 12 dias consecutivos foi verificada através da espectrofotometria. A dureza Knoop foi verificada a 50, 100, 200, 400 e 800 μ m da grade metálica, e a porosidade interna e externa foi avaliada a olho nu e com o auxílio de um microscópio com aumento de 100 vezes. Para o teste de dureza não houve diferença significativa entre os grupos. Na análise da porosidade a olho nu foi observada na totalidade das amostras do grupo 3 e em 50% das amostras dos grupos 1 e 2. Com o auxílio do microscópio, foi observado porosidade em todas as amostras, sendo que o grupo 3 apresentou maior porosidade em relação aos demais. O autor conclui que a energia de microondas pode ser utilizada para polimerização de próteses parciais removíveis contendo armação metálica no seu interior e que as resinas convencionais, quando polimerizadas através de energia de microondas, apresentam maior quantidade de poros.

Neste mesmo ano **FRAGA**²³ analisou a sorção de água em amostras de resina acrílica ativadas térmicamente e submetidas a alterações de temperatura, pressão e tempo. Foram confeccionadas 45 amostras seguindo a especificação nº 12 da ADA. As amostras

foram divididas em 9 grupos e submetida aos seguintes tratamentos de sorção de água:

Grupo 1 - (grupo controle) 30 dias em água destilada a $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e pressão ambiente;

Grupo 2 - 60 minutos em água destilada a $70^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e 40 Lbs de pressão; Grupo 3 - 60 minutos em água destilada a $70^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e 60 Lbs de pressão; Grupo 4 - 90 minutos em água destilada a $70^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e 40 Lbs de pressão; Grupo 5 - 90 minutos em água destilada a $70^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e 90 Lbs de pressão; Grupo 6 - 60 minutos em água destilada a $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e 40 Lbs de pressão; Grupo 7 - 60 minutos em água destilada a $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e 60 Lbs de pressão; Grupo 8 - 90 minutos em água destilada a $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e 40 Lbs de pressão; Grupo 9 - 90 minutos em água destilada a $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e 60 Lbs de pressão; Após essa armazenagem, as amostras foram submetidas ao teste de sorção de água descrito na especificação nº 12 da ADA. De acordo com os resultados obtidos o autor concluiu que o tratamento das amostras 60 a 90 minutos em água destilada a $90^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e 40 Lbs de pressão é tão eficiente quanto a armazenagem 30 dias em água destilada a $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e pressão ambiente.

Proposição

3. *Proposição*

O objetivo deste trabalho foi verificar a influência do processo de sorção de água na inclinação látero-lateral dos primeiros molares de próteses totais superiores feitas com resina Lucitone 550, e sob as seguintes variáveis:

- 1) polimerização em banho de água por 9 horas à 73 ± 2 °C, e armazenadas em água destilada durante 30 dias, à temperatura de 37 ± 2 °C e pressão ambiente;
- 2) polimerização em banho de água por 9 horas à 73 ± 2 °C, e armazenadas em água destilada durante 60 minutos, à temperatura de 60 ± 2 °C e pressão de 40 Libras/ Pol²;
- 3) polimerização através de aquecimento promovido por energia de microondas a 500W por 3 minutos, armazenadas em água destilada durante 30 dias, à temperatura de 37 ± 2 °C e pressão ambiente;
- 4) polimerização através de aquecimento promovido por energia de microondas a 500W por 3 minutos, armazenadas em água destilada durante 60 minutos, à temperatura de 60 ± 2 °C e pressão de 40 Libras/ Pol².

Material e Métodos

4. Material e Métodos

4.1. MATERIAL

4.1.1. Resina utilizada na confecção das amostras

Para este trabalho a resina utilizada, a proporção polímero/monômero, e o respectivo fabricante estão descritos na quadro 1.

Quadro 1. Resina acrílica, proporção pó/líquido e fabricante.

Polímero	Monômero	Relação pó/líquido	Fabricante
Lucitone 550	“Cross linked”	21,05g/10ml	Dentisply Ind. e Co. USA

4.1.2. Dentes artificiais

As próteses foram confeccionadas com dentes de resina acrílica modelo 2D (VIPI[®] – dent plus - dental VIPI Ltda., Ind. e Com. de Materiais Odontológicos).

4.2. MÉTODOS

4.2.1. Preparo das Matrizes

4.2.1.1. Modelo Mestre

Para a obtenção dos modelos de trabalho foi utilizado um modelo mestre fundido em liga de cobre e alumínio, simulando uma maxila totalmente desdentada, com um sulco em toda a região de selamento periférico e posterior demarcando a área chapeável⁵⁴.

4.2.1.2. Matriz da Prótese

Para a padronização da espessura da base da prótese, foram adaptadas micro esferas metálicas de 2 mm de diâmetro, uma ao lado da outra, sobre toda a área chapeável do modelo mestre, com o auxílio de cera pegajosa (DURADENT® - Odonto Comercial importadora Ltda). (PROBEM® - Lab. Prod. Farm. e Odont. Ltda) a superfície da base foi regularizada com cera 7.

Sobre esta base foi confeccionado um rolete de cera 7 com espessura uniforme de 10 mm, obedecendo uma inclinação decrescente ântero-posterior, e realizada a montagem dos dentes artificiais (Figura 1).

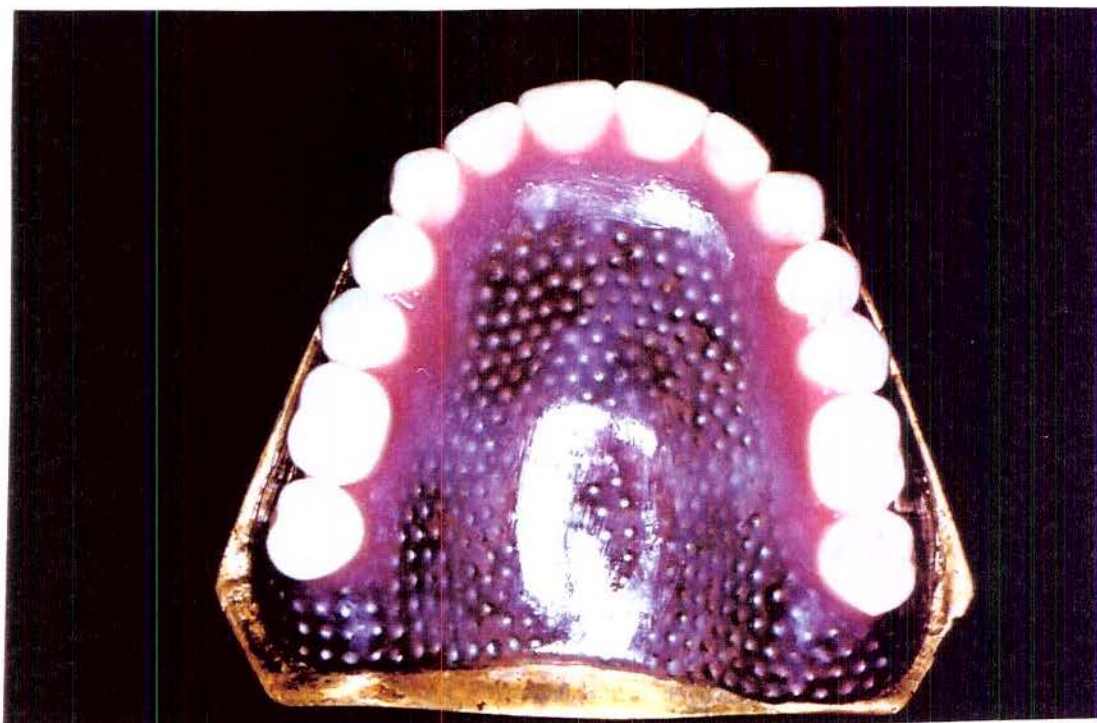


Figura 1 Matriz da Prótese encerada sobre modelo mestre.

4.2.1.3. Molde duplicador das próteses

A matriz da prótese encerada sobre o modelo mestre, foi copiada em gesso tipo IV (Herodent Soli – Rock VIGODENT), confeccionando-se um molde composto de três partes articuladas que se adaptaram perfeitamente entre si: dois blocos moldando a face vestibular da matriz, desde a linha média até a região posterior do modelo, e da base até o equador protético dos dentes artificiais, um de cada lado; e o terceiro bloco adaptou-se sobre todo o conjunto, copiando a região palatina e a oclusal dos dentes da prótese, tendo os canais de alimentação para a injeção da cera 7 liquefeita. Após a remoção da matriz da prótese obtiveram-se os nichos para a adaptação dos dentes artificiais e o espaço para a adaptação dos modelos de gesso, para posterior enceramento das próteses (Figura 2).

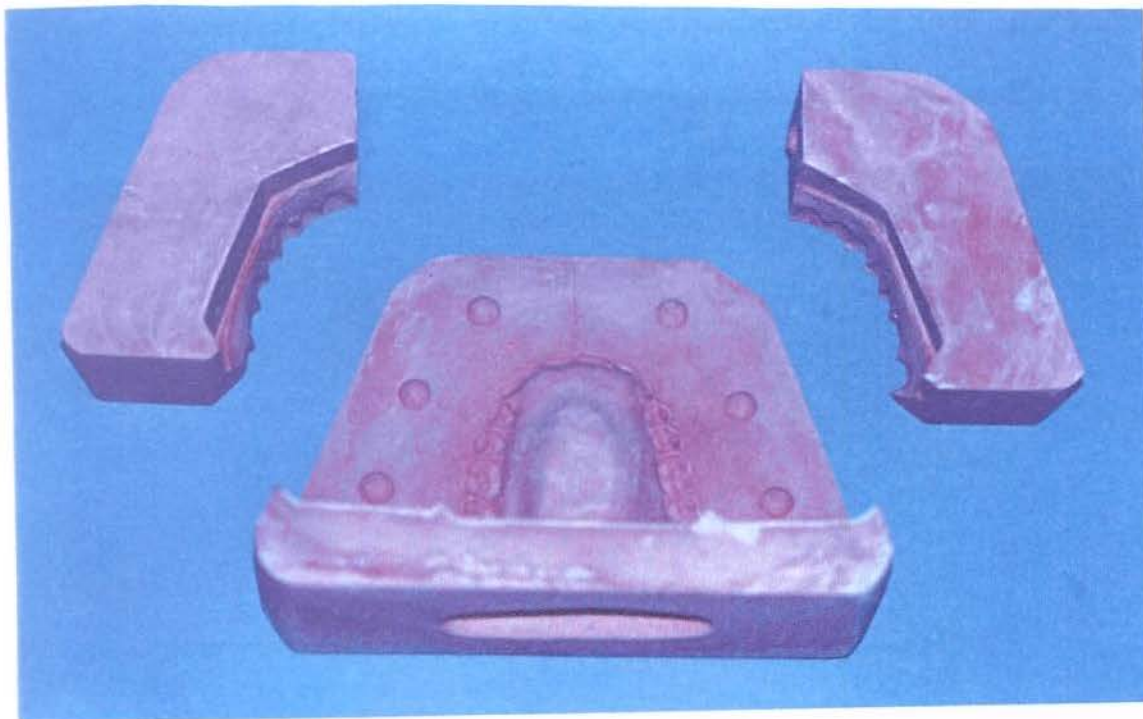


Figura 2 Molde duplicador de próteses.

4.2.1.4. Matrizes auxiliares para posicionamento dos dentes

Essas matrizes foram confeccionadas em número de duas, uma para o primeiro molar superior direito e outra para o primeiro molar superior esquerdo. Foi utilizado gesso tipo IV. Estas possuíam forma de cubo tendo na parte superior um nicho moldado com o próprio dente posicionado com a ponta das cúspides palatinas e a cervical no mesmo plano horizontal. Esse nicho permitia a colocação, a remoção, o posicionamento e a manutenção dos respectivos dentes em posição durante o seu manuseio (figura 4.a).

4.2.1.5. Matrizes auxiliares para avaliação da inclinação dos dentes

Foram confeccionadas 120 lâminas nas dimensões de 50 X 20 X 1mm a partir de régua plásticas. Estas lâminas foram preparadas para serem reembasadas com resina acrílica autopolimerizável na região de análise dos ângulos (figura 3).

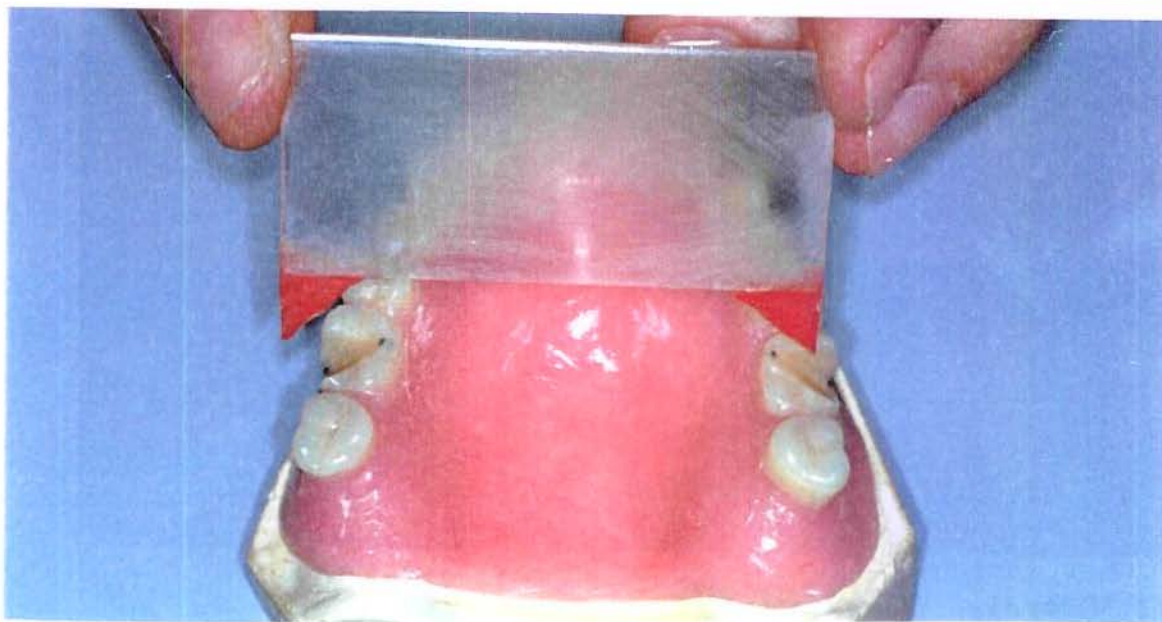


Figura 3 Matriz auxiliar para mensuração da inclinação dos dentes.

4.2.2. Obtenção dos modelos de gesso

A partir do modelo mestre metálico foi obtido um molde com silicona de adição a base de Polivinil Siloxana especial para duplicação de trabalhos laboratoriais (ELITE DOUBLE – ZHERMACK®) e os modelos obtidos com gesso tipo III (Herodent Soli – Rock VIGODENT) na proporção água/pó de 30ml/100g, espatulado por 1 minuto em espatulador a vácuo e vertido no molde sob vibração⁵⁴.

4.2.3. Preparo dos dentes artificiais (primeiros molares esquerdo e direito)

Para a avaliação das inclinações vestibulo-palatinas dos primeiros molares os dentes foram preparados com um corte em forma de canaleta, contínuo à inclinação da vertente triturante da cúspide palatina, desde a ponta da cúspide, prolongando-se até a área cervical no sentido palatino-vestibular. Para isso utilizou-se um micro motor elétrico (DENTEC® Ind. Bras.) equipado com peça reta e discos de carborundum, presos a um microscópio adaptado para esse fim (Figura 4). A matriz posicionadora dos dentes foi presa à mesa do microscópio. Cada dente foi adaptado sobre a matriz posicionadora, mantido em posição com auxílio de uma espátula e preparado nesta inclinação.

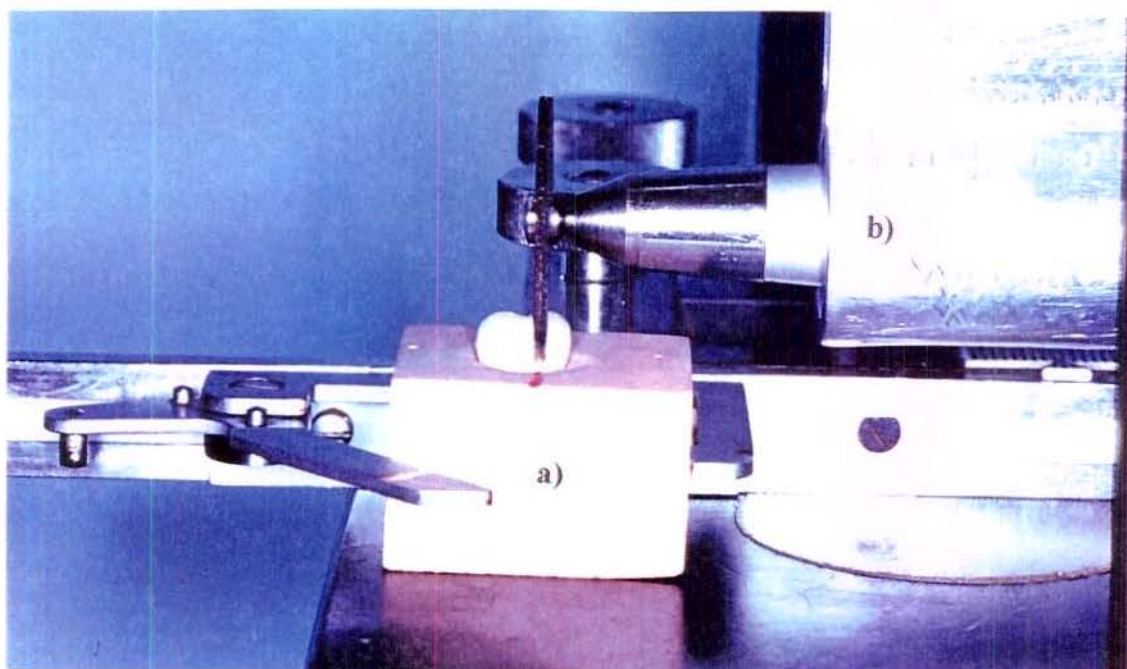


Figura 4 Preparo dos primeiros molares superiores; a) matriz auxiliar para o posicionamento dos dentes; b) microscópio adaptado com micro motor.

4.2.4. Obtenção das próteses em cera

Para a padronização na montagem das próteses, foi utilizado o molde duplicador das próteses. Os dentes artificiais foram posicionados cada qual em seu nicho no interior do molde. O modelo de gesso foi colocado em sua posição, deixando o espaço para ser preenchido pela cera 7 através dos canais de alimentação. A cera foi liquefeita em banho de água a 100 C° e vertida nos canais de alimentação até o total preenchimento do molde que permaneceu fechado sob pressão manual. Aguardou-se o resfriamento da cera na bancada à temperatura ambiente. Posteriormente o molde foi reaberto e procedeu-se ao acabamento do enceramento da prótese montada sobre o modelo de gesso com o corte da cera dos canais de alimentação em sua região posterior (Figura 5).

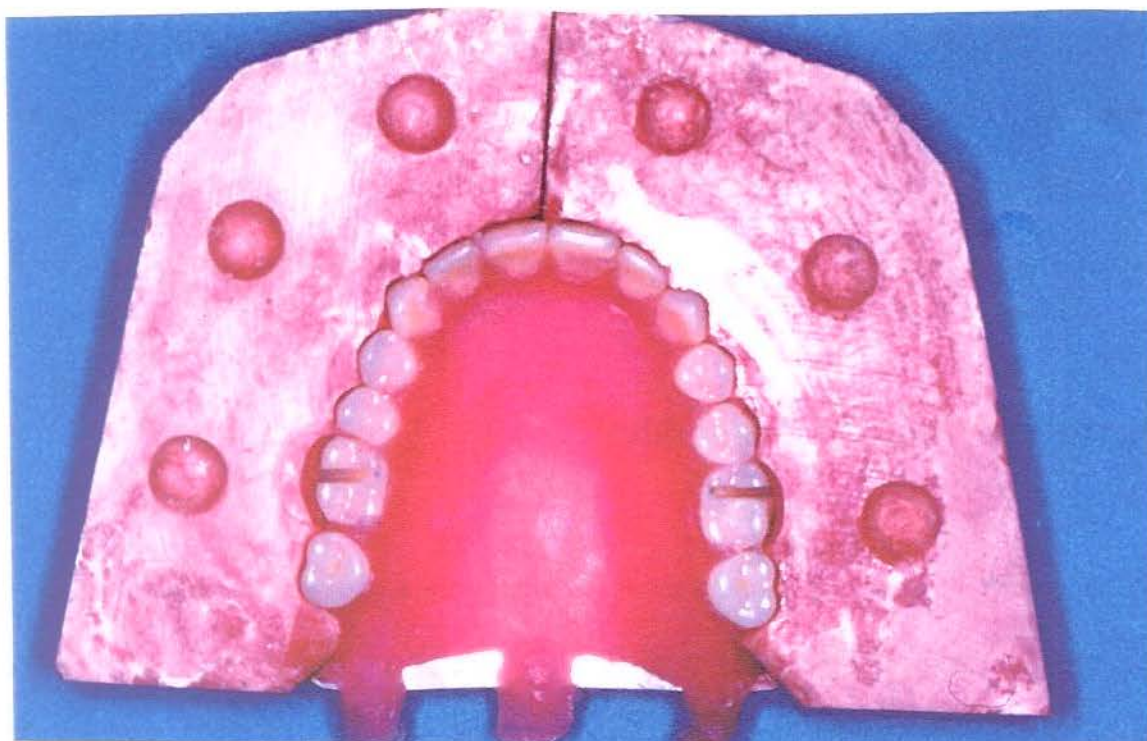


Figura 5. Prótese encerada e canais de alimentação.

4.2.5. Inclusão dos modelos

Metade das amostras foi polimerizada em muflas metálicas convencionais (DCL número 5,5 ®, - Dentária Campineiro Ltda.) para processamento em banho de água. A outra metade das amostras foi incluída em mufla de PVC reforçadas com fibra de vidro, desenvolvida para uso em microondas (Cássico®, Produtos Odontológicos).

As próteses e seus respectivos modelos foram incluídos na parte inferior da mufla com gesso tipo III numa proporção água/pó de 30ml/100g, espatulado por 1 minuto em espatulador a vácuo. Após a cristalização deste gesso, este foi isolado com vaselina sólida aplicada com pincel macio. Foi feito em seguida o preenchimento da parte superior da mufla também com gesso tipo III. Após a cristalização do gesso (45 minutos), as muflas

para microondas foram irradiadas por 1 minuto à potência total e as muflas metálicas permaneceram 15 minutos em água a 65 ± 2 °C, para a plastificação da cera na abertura das muflas. Após a remoção da cera ambas as partes foram lavadas com água quente, detergente neutro e uma escova macia, até a completa limpeza dos moldes de gesso^{46,54}.

4.2.6. Preenchimento dos moldes

Os moldes de gesso permaneceram sobre a bancada à temperatura ambiente até o seu completo resfriamento. A seguir duas camadas de isolante para resina (CEL-LAC[®] White Artigos dentários Ltda.) foram aplicados com pincel macio.

A resina foi preparada segundo as instruções do fabricante, inserida na fase plástica e adaptada no molde da contra mufla e, em seguida, o conjunto foi fechado suavemente. A mufla foi prensada lenta e gradualmente com o auxílio de uma prensa hidráulica de bancada, até atingir 1,25 ton., permanecendo por 15 minutos para o escoamento uniforme do excesso de resina. Decorrido este tempo a mufla para polimerização convencional foi transferida para uma prensa de molas e colocada na termopolimerizadora de resinas (RIGUETTO & SALIN e Cia. Ind. Bras.[®]) com água a temperatura ambiente. A mufla para microondas foi parafusada, removida da prensa e colocada na posição vertical em forno de microondas doméstico com prato giratório e frequência de operação de 2450 MHz (BRASTEMP[®] S.A.). Juntamente à esta mufla colocou-se no interior do forno um recipiente de vidro com 100 ml de água, para proteger seu magnetron^{46,54}.

4.2.7. Procedimentos de polimerização

Os grupos com seus respectivos métodos e ciclos de polimerização estão descritos no quadro 2.

Quadro 2. Grupos, métodos de polimerização e ciclos de polimerização.

Grupos	Método de polimerização	Ciclo de polimerização
I e II	Banho de água	73 ± 2 °C por 9 horas
III e IV	Energia de microondas	500 W por 3 minutos

Após transcorrido o processo de polimerização, as muflas permaneceram sobre a bancada até seu completo resfriamento.

4.2.8. Acabamento e preparo das amostras

Após a abertura das muflas, tomando-se o cuidado de recuperar os modelos de trabalho, as próteses foram posicionadas sobre o modelo mestre e seus bordos desgastados segundo o limite definido pelo sulco pré estabelecido nas áreas de selamento periférico e posterior do modelo mestre, foi dada forma expulsiva a canaleta preparada nos primeiros molares para facilitar as mensurações. Este desgastes foram feitos com broca maxi-cuti para acabamento de resina acrílica e lixa número 400, em motor elétrico de baixa rotação (Micro Motor de Suspensão NEVONI[®], Equipamentos Odonto Médico Hospitalares). A seguir foram polidas com Pedra Pomes e Branco de Espanha em uma politriz monofásica de bancada (NEVONI[®], Equipamentos Odonto Médico Hospitalares), lavadas em água corrente com o auxílio de uma escova macia, e secas com papel absorvente (Figura 6)⁵⁴.



Figura 6. Prótese concluída após a polimerização.

4.2.9. Tratamento aplicado para a sorção de água.

O tratamento aplicado nas amostras para se analisar a influência da pressão e temperatura no índice de movimentação dental durante a sorção de água está resumido no Quadro 3²³.

Quadro 3. Grupos, métodos de polimerização e tratamentos de sorção de água.

Grupo	Polimerização	Tratamento para sorção de água		
I	Banho de água	30 dias	$37 \pm 2^{\circ}\text{C}$	pressão ambiente
II	Banho de água	01 hora	$60 \pm 2^{\circ}\text{C}$	40 Libras/ Pol ²
III	Energia de Microondas	30 dias	$37 \pm 2^{\circ}\text{C}$	pressão ambiente
IV	Energia de Microondas	01 hora	$60 \pm 2^{\circ}\text{C}$	40 Libras/ Pol ²

4.2.10. Avaliação da inclinação dos dentes.

4.2.10.1. Períodos de avaliação

Todas as amostras foram avaliadas pelo mesmo operador em dois períodos:

- A) imediatamente após o polimento para todos os grupos;
- B) após 30 dias para os grupos submetidos a sorção em água destilada à $37 \pm 2^\circ\text{C}$ (grupos I e III);
- C) uma hora para os grupos submetidos a sorção de água com temperatura de $60 \pm 2^\circ\text{C}$ e pressão de 40 Libras/ Pol² (grupos II e IV).

4.2.10.2. Forma de avaliação da inclinação das cúspides

Com o auxílio da matriz descrita no item (4.2.1.5.) e resina acrílica autopolimerizável (Cop Clas[®] Artigos Odontológicos Ltda.) foi feita a moldagem do preparo realizado nos molares pela técnica do pincel (Figura 7) . Após a remoção dos excessos da resina autopolimerizável, os perfis das angulações das cúspides foram reproduzidos em uma folha de papel sulfite tangenciando a moldagem dos padrões com grafite de 0.5 mm. Com o auxílio de uma régua e uma lupa LL – 20 com aumento de 3 vezes (Ransor ind. e com. Ltda.), traçou-se uma figura geométrica triangular, composta pelos prolongamentos das retas estabelecidas pelos preparos nos molares (a e b), associados a uma terceira reta (c), tangenciando as cúspides dos mesmos (Figura 7). O ângulo formado pelas retas (a e b) foi então calculado a partir das medidas dos lados do triângulo (a, b e

c), com um microscópio comparador linear (LEITZ WETZLAR[®], Germany) com aumento de 30 vezes, e unidade definida em milímetros.

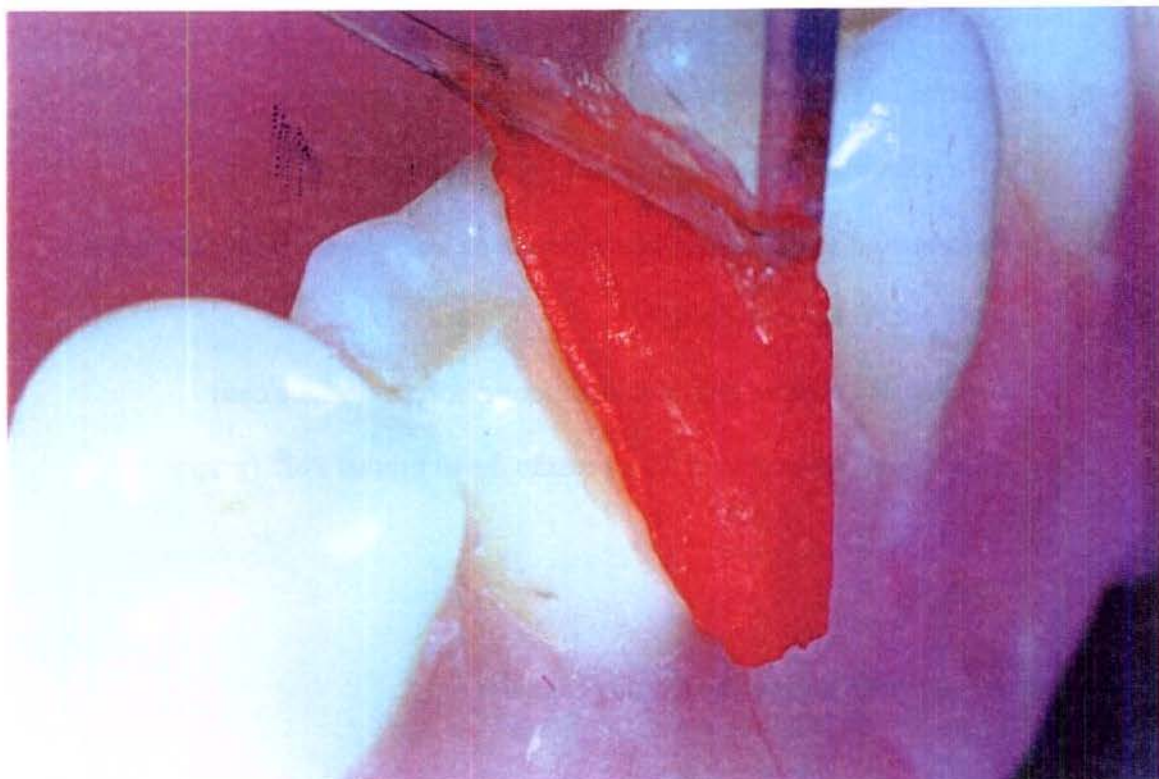


Figura 7. Moldagem da inclinação dos dentes.

As medidas dos lados desses triângulos foram tomadas três vezes, obtendo-se desta forma as medidas a^1 , a^2 , a^3 , b^1 , b^2 , b^3 , c^1 , c^2 , c^3 ; que originaram, após a realização do cálculo, aos ângulos C^1 , C^2 , C^3 .

A equação trigonométrica utilizada foi a seguinte, onde C representa a média aritmética entre C^1 , C^2 e C^3 :

$$C^2 = A^2 + B^2 - 2A.B.CosC$$

Ou seja,

$$C = \arccos [(A^2 + B^2 - C^2) / (-2AB)]$$

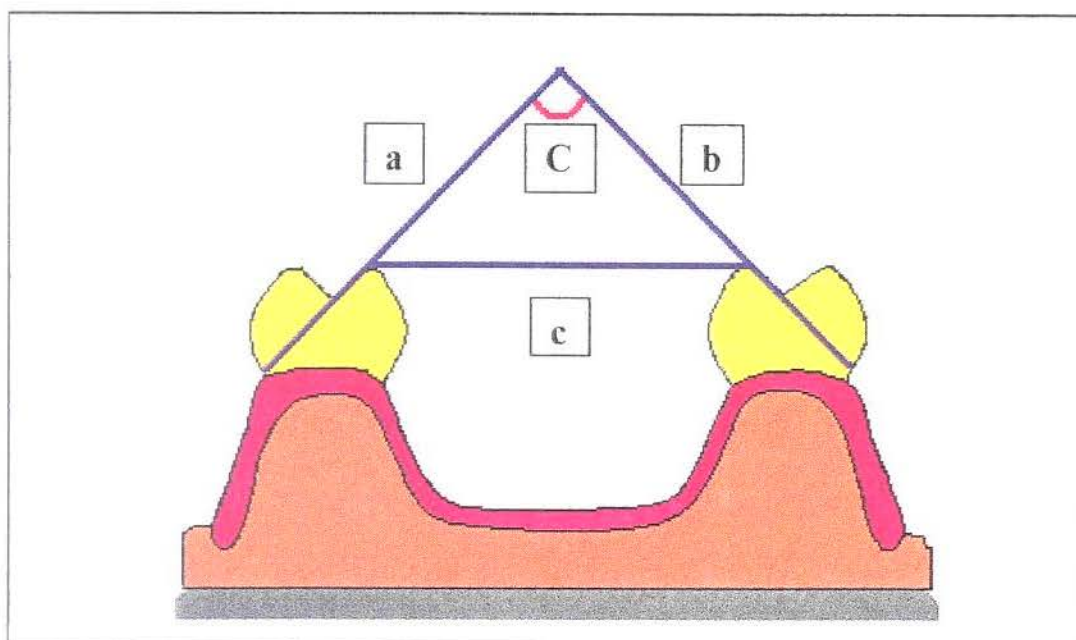


Figura 8. Ilustração esquemática do triângulo formado para mensuração da inclinação dos dentes.

c = linha unindo as retas **a** e **b**.

a e **b** = linha obtida do prolongamento das fresagens dos dentes

C = ângulo pesquisado

A média das inclinações iniciais obtidas após o polimento (T_0) foi subtraída pela média das inclinações mensuradas após os tratamentos de sorção de água (T_1). Obteve-se assim, a variação angular de cada grupo estudado⁴⁶.

4.2.11. Análise Estatística

Foi realizada a análise de variância (ANOVA) ao nível de 5% de significância comprovando a homogeneidade das variâncias.

Comparação dos valores médios antes e depois da sorção de água através do teste-t pareado para os quatro grupos experimentais.

Realização de teste-F para comparação das médias entre os tratamentos (polimerização X armazenagem).

Resultados

5. Resultados

O Quadro 4 mostra a variação angular entre os períodos de pós polimerização (T_0) e pós armazenagem (T_1) para o grupo I.

Quadro 4. Quadro da variação angular entre os períodos T_0 e T_1 para o grupo I.

	T_0	T_1	VARIAÇÃO
1	99,01	89,36	0,65
2	90,96	91,29	-0,34
3	91,90	90,09	1,81
4	92,91	91,45	1,46
5	89,14	86,25	2,89
6	94	93,35	0,65
7	88,94	89,87	-0,93
8	96,72	92,60	4,12
9	91,72	89,68	2,05
10	91,44	92,07	-0,63
11	90,74	92,44	-1,70
12	97,29	98,31	-1,02
13	89,40	89,95	-0,55
14	90,12	90,29	-0,17
15	93,27	91,77	1,50

O Gráfico 1 ilustra os valores observados no Quadro 4 através do cálculo do ângulo C para o grupo I na situação de pós polimerização (T_0) e pós armazenagem (T_1).

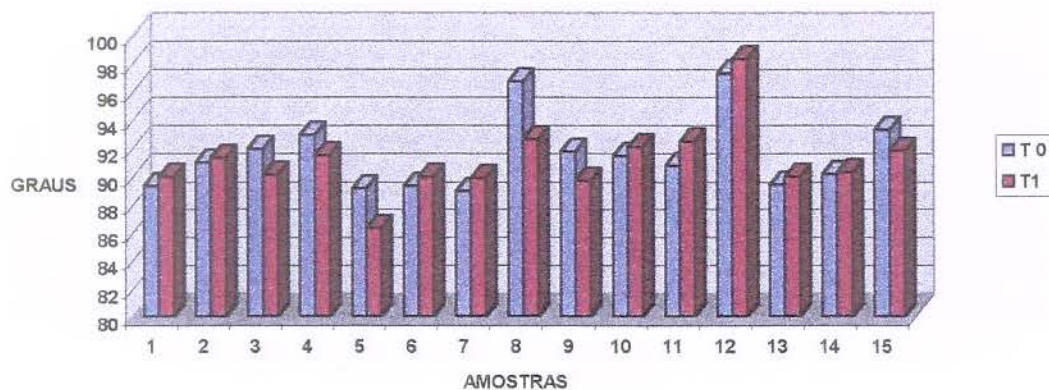


Gráfico 1. Medida em graus das amostras do grupo I nos períodos T_0 e T_1 .

O Quadro 5 mostra a variação angular entre os períodos de pós polimerização (T_0) e pós armazenagem (T_1) para o grupo II.

Quadro 5. Quadro a variação angular entre os períodos T_0 e T_1 para o grupo II.

	T_0	T_1	VARIAÇÃO
1	97,85	97,22	0,63
2	90,95	90,70	0,25
3	97,48	96,37	1,10
4	96,04	94,36	1,68
5	86,05	85,75	0,30
6	91,71	91,93	-0,21
7	93,00	91,65	1,35
8	94,76	96,44	-1,68
9	91,25	90,07	1,19
10	95,39	94,40	0,99
11	94,60	92,74	1,86
12	88,13	88,31	-0,19
13	80,54	79,52	1,02
14	89,01	88,25	0,76
15	94,39	95,13	-0,74

O Gráfico 2 ilustra os valores observados no Quadro 5 através do cálculo do ângulo C para o grupo II na situação de pós polimerização (T_0) e pós armazenagem (T_1).

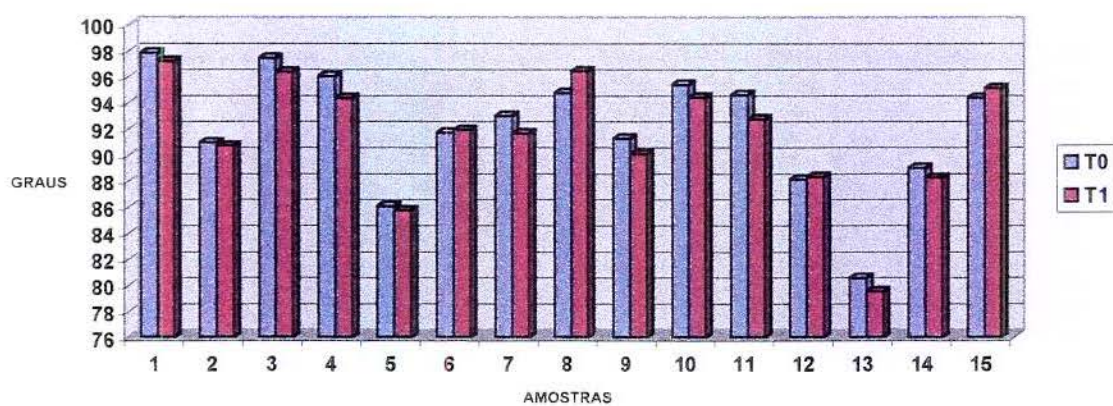


Gráfico 2. Medida em graus das amostras do grupo II nos períodos T_0 e T_1 .

O Quadro 6 mostra a variação angular entre os períodos de pós polimerização (T_0) e pós armazenagem (T_1) para o grupo III.

Quadro 6. Quadro da variação angular entre os períodos T_0 e T_1 para o grupo III.

	T_0	T_1	VARIAÇÃO
1	87,32	83,15	4,16
2	99,18	93,87	5,31
3	96,88	95,94	0,95
4	99,29	99,38	-0,09
5	98,81	100,29	-1,48
6	89,81	89,32	0,49
7	91,61	91,03	0,58
8	99,83	99,00	0,83
9	94,09	96,25	-2,16
10	95,86	95,03	0,83
11	105,89	103,35	2,54
12	95,43	97,14	-1,72
13	90,70	91,55	-0,85
14	101,93	99,75	2,18
15	106,23	105,37	0,86

O Gráfico 3 ilustra os valores observados no Quadro 6 através do cálculo do ângulo C para o grupo III na situação de pós polimerização (T_0) e pós armazenagem (T_1).

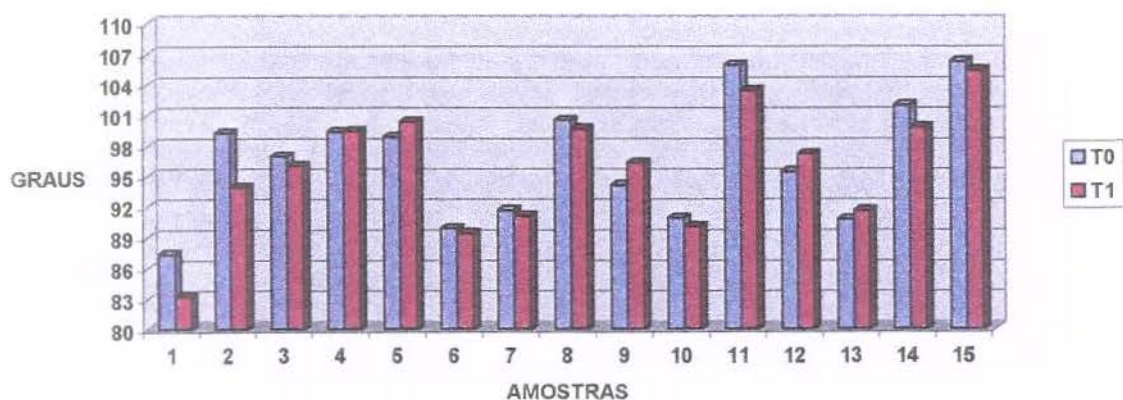


Gráfico 3. Medida em graus das amostras do grupo III nos períodos T_0 e T_1 .

O Quadro 7 mostra a variação angular entre os períodos de pós polimerização (T_0) e pós armazenagem (T_1) para o grupo IV.

Quadro 7. Quadro da variação entre os períodos T_0 e T_1 para o grupo IV.

	T_0	T_1	VARIAÇÃO
1	87,24	86,53	0,71
2	89,97	89,87	0,10
3	90,75	92,90	-2,15
4	95,40	94,13	1,27
5	87,25	88,31	-1,06
6	89,11	90,28	-1,17
7	82,56	83,88	-1,32
8	89,70	92,69	-3,00
9	92,74	90,83	1,92
10	88,89	89,81	-0,92
11	86,78	86,48	0,30
12	92,14	91,56	0,58
13	96,48	95,75	0,73
14	69,90	69,72	0,18
15	78,88	83,66	-4,78

O Gráfico 4 ilustra os valores observados no Quadro 7 através do cálculo do ângulo C para o grupo IV na situação de pós polimerização (T_0) e pós armazenagem (T_1).

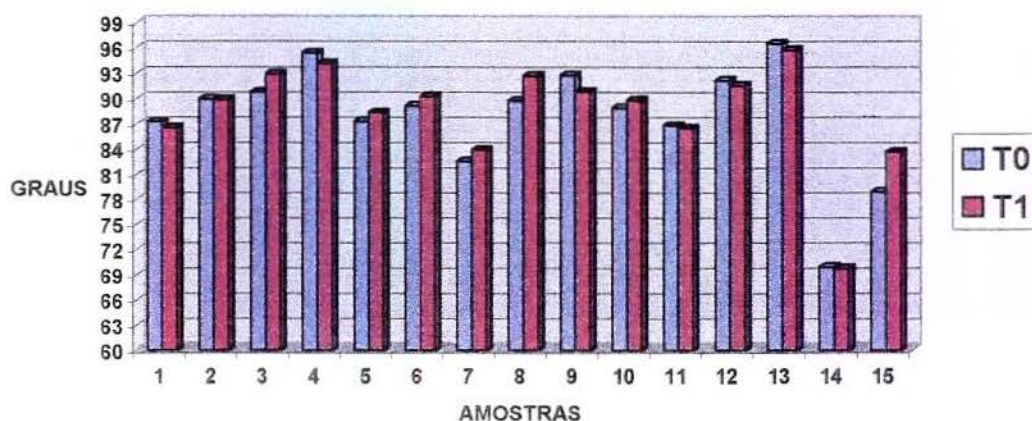


Gráfico 4. Medida em graus das amostras do grupo IV nos períodos T_0 e T_1 .

O modelo matemático utilizado para análise de variância dos resultados obtidos após a polimerização e após a armazenagem foi um esquema fatorial 2 X 2, o qual comprovou a homogeneidade das variâncias (Quadro 8).

Quadro 8. Análise de variância.

Causa de variação	GL	SQ	QM	F
Polimerização	1	3,3986	3,3986	1,24 <i>n.s</i>
Armazenagem	1	8,4525	8,4525	3,07 <i>n.s</i>
Pol. X Armaz.	1	6,3766	6,3766	2,32 <i>n.s</i>
Resíduo	56	153,9678	2,7494	
Total	59	172,1955		

O Quadro 9 mostra os valores médios dos ângulos obtidos para cada grupo, em função da inclinação dos dentes estudados, nos períodos após a polimerização (T0) e após a armazenagem em água destilada (T1), onde as médias individuais de cada grupo e a análise estatística através do Teste t encontram-se nos anexos.

Quadro 9. Valores médios da inclinação em função dos tratamentos aplicados.

	Tipo de armazenagem	Após polimerização		Após armazenagem	
GRUPO I	30 dias	91,16	a	91,51	a
GRUPO II	1 hora	92,07	a	91,52	a
GRUPO III	30 dias	97,56	a	96,73	a
GRUPO IV	1 hora	87,93	a	88,50	a

Médias seguidas por letras distintas na horizontal diferem entre si pelo teste t pareado ($p < 0,05$).

O Gráfico 5 ilustra os valores apresentados no Quadro 9.

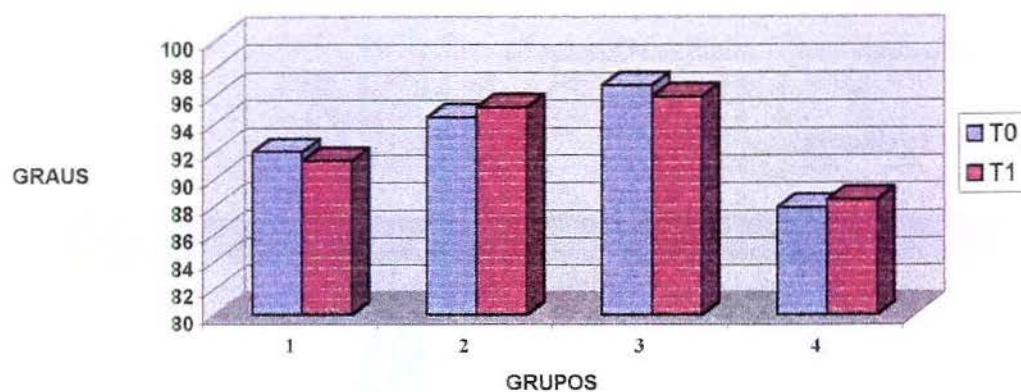


Gráfico 5. Valores médios da inclinação em função dos tratamentos aplicados.

No Quadro 10 e Gráfico 6 mostram a diferença entre as médias obtidas para cada grupo, nos períodos T0 e T1.

Quadro 10. Médias em graus para todos os grupos estudados.

Grupos	Média da variação em graus
I	0,65
II	0,55
III	0,83
IV	- 0,57

O gráfico 6 ilustra os valores observados no quadro 9.

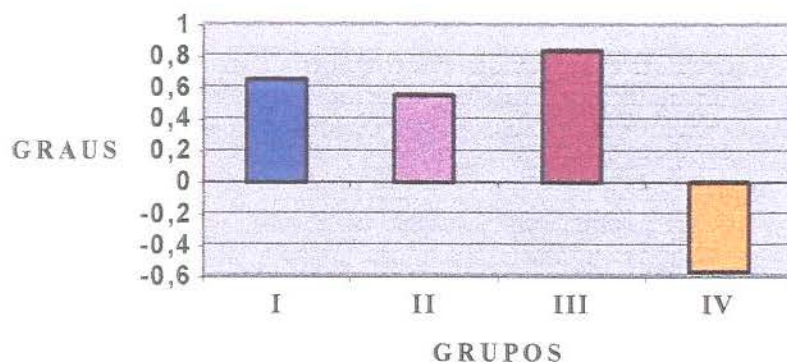


Gráfico 6. Médias de variação em graus para todos os grupos.

Observa-se no Quadro 9 e no Gráfico 5 que as médias em graus resultantes da movimentação dental foi positiva para os grupos I, II e III sugerindo uma inclinação no sentido vestibular, enquanto que no grupo IV a resultante foi no sentido contrário.

No Quadro 11 observa-se a variação da inclinação dos dentes estudados em função dos tratamentos aplicados.

Quadro 11. Quadro da variação da inclinação em função dos tratamentos aplicados.

		polimerização		
		conv.	micro.	média
Armaz.	30 dias	0,65 Aa	0,83 Aa	0,74 a
	1 h.	0,55 Aa	(0,57) Aa	(0,01) a
	média	0,6 A	0,13 A	

Médias seguidas por letras iguais maiúsculas na vertical e minúsculas na horizontal não diferem entre si pelo teste F ($p>0,05$).

Discussão

6. Discussão

Uma das principais propriedades das resinas acrílicas para bases de próteses, após a polimerização é a sua capacidade de sorver água durante certo período. Isso se deve principalmente às propriedades polares das moléculas da resina e do processo de difusão da água através dos espaços físicos entre as moléculas⁶⁵. A quantidade de água absorvida provavelmente encontra-se relacionada com o número de grupamentos polares do conjunto de polímeros e, mediante o processo de sorção de água, ocorrerá expansão volumétrica da resina. Presume-se que esta difusão ocorra de forma lenta e gradual para o interior das macro moléculas da resina, que são ligeiramente forçadas a se afastarem entre si⁵⁴, resultando numa expansão da resina acrílica²¹. Estima-se que, para cada aumento de 1% no peso da água absorvida, a resina acrílica expande linearmente 0,23%⁶⁵. Em função do alívio das tensões decorrentes do processamento da resina, podem ocorrer distorções da base polimerizada e conseqüentemente alteração na forma da prótese.

Este processo compensa em parte a contração de polimerização, e após sua estabilização a prótese poderá ficar melhor adaptada à fibromucosa^{45,40}.

Diante disso é possível supor que tanto as distorções na base da prótese como as alterações dimensionais decorrentes da sorção de água possam estar associadas a alterações na posição dos dentes de uma prótese total polimerizada^{46,54,41,35,37}. **LATTA et al**³⁵, consideram que as alterações no posicionamento dental sejam devidas às desadaptações da região palatina da base, que promovem vestibularização nos dentes. Neste trabalho não foram encontrados parâmetros que confirmassem este achado de **LATTA et al**³⁵. Ao contrário, em nosso trabalho apenas no grupo IV observou-se que a inclinação dos dentes

deu-se no sentido palatino. Nos demais grupos, a média dos ângulos observados apresentou tendência de inclinação dos dentes para palatino. No entanto, pelos dados observados para cada grupo, é possível verificar que a tendência de movimentação dos dentes nem sempre é representativa para um determinado lado. Pelo contrário, parece-nos que esta se dá de forma aleatória, tanto para vestibular quanto para ligual.

A movimentação dos dentes durante o processo de inclusão e polimerização já foi descrita por diversos autores^{16,53,63,69,74}. As causas destas alterações são, devidos à contração térmica e de polimerização, a porosidade, a sorção e a perda de água¹⁶. Outros fatores também podem estar envolvidos nestas alterações como o método de polimerização, a temperatura e o tempo de processamento, a qualidade da resina acrílica, a quantidade de monômero residual e o tempo de resfriamento da prótese após a polimerização, interagindo com os fatores anteriormente citados. Consideramos que dentre estas, as alterações decorrentes da sorção de água após a polimerização e instalação da prótese na boca podem representar alterações significativas do ponto de vista oclusal.

Devido aos baixos valores do coeficiente de difusão, o tempo exigido para atingir a saturação de uma prótese de resina acrílica, pode envolver um período médio de 17 dias, quando esta estiver imersa em água destilada à temperatura de 37 °C e pressão ambiente⁶⁵. Durante a instalação da prótese na boca, a sorção de água proveniente da saliva se faz mediante condições estáveis de temperatura e pressão e o tempo envolvido para que esse processo se estabilize está em torno de 30 dias²¹. Trabalhos^{54,76} demonstraram que a partir deste período, a liberação de tensões é mínima, a qualidade de retenção a mais favorável e as alterações oclusais inerentes à liberação das tensões pela resina, praticamente não existem⁵⁴.

Entretanto o coeficiente de difusão da água por entre os polímeros depende da

temperatura do meio líquido em que são armazenadas as próteses após terem sido polimerizadas.

De acordo com as leis de difusão da água existem fatores físicos como pressão e temperatura que podem acelerar ou retardar este processo de difusão dos líquidos^{13,11}.

Considerando-se que as resinas acrílicas polimerizadas estão sujeitas às leis matemáticas de difusão da água¹³, o aumento de temperatura e pressão, poderá aumentar a velocidade de sorção de água²³. Segundo SKINNER⁶⁵, a 23°C o tempo de sorção de água apresentado por próteses de resina acrílica auto e termopolimerizáveis poderá ser praticamente o dobro. A sorção de água na resina acrílica é bem maior a 100 °C que a temperatura ambiente, porém, a 100 °C a alta temperatura poderia provocar a plastificação da base da prótese causando empenamento¹¹. Em nosso estudo a temperatura de 60 °C, onde esta plastificação não foi observada, já que estes grupos tiveram comportamento igual aos grupos armazenados a 37 °C.

FRAGA, 1998²³, observou que o processo de sorção de água pode ser acelerado para 60 minutos, se a temperatura da água de armazenagem for alterada para 90 °C sob pressão de 40 Libras/ Pol².

A aceleração do processo de sorção poderia ser considerado um aspecto clínico altamente favorável mediante a perspectiva da entrega da prótese ao paciente com o acréscimo imediato da adaptação e retentividade e mais efetiva da base da prótese à fibromucosa desdentada, associada a decorrente diminuição de ajustes posteriores da prótese.

Entretanto, ao mesmo tempo em que é possível constatar uma aceleração no processo de sorção de água em função das variáveis de temperatura e pressão consideramos necessário verificar se uma liberação de tensões mais rápida poderia ser capaz de induzir

alterações dimensionais indesejáveis à base polimerizada. Estas alterações poderiam comprometer não só o grau de adaptabilidade da prótese à fibromucosa, mas também o posicionamento oclusal dos dentes artificiais^{46,54}. Este aspecto poderia comprometer a qualidade final de uma reabilitação por próteses, pois estudos têm confirmado o quanto estas podem desencadear reações lesivas ao Sistema Estomatognático⁴³.

A partir dos nossos resultados constatamos que as alterações nas inclinações dos dentes provocadas pela aceleração no processo de sorção de água pelo aumento de temperatura e pressão foi estatisticamente igual ao método de armazenagem em 30 dias a 37°C tanto para o processamento convencional quanto para o processamento em EM.

Embora as médias das inclinações não sejam estatisticamente significativas, algumas amostras apresentaram alterações acentuadas, isto clinicamente pode ser significativo.

Baseados nos dados do experimento desenvolvido e em relatos de autores como **PITTA**⁴⁶; **RIZZATTI-BARBOSA**⁵⁴; **TAKAMATA**⁶⁸, acreditamos que o aumento da dimensão vertical após a polimerização pode ser independente da variação na inclinação dos dentes, e acontecer graças à contração da resina acrílica durante os processos de polimerização e sorção de água, em especial na região do palato e crista dos rebordos, pois a propagação da energia após a polimerização não estabelece um padrão de direção.

A desadaptação e a movimentação dental sofre ação de inúmeras variáveis⁶⁵, a forma do palato representa um fator importante neste contexto, sendo que quanto maior a profundidade do palato maior serão os valores da desadaptação sofrida pela base da prótese⁷.

Estudos têm mostrado que a alteração da densidade que ocorre durante a polimerização do metilmetacrilato resulta em uma contração linear calculada entre 2 % a 5

%^{74,45}. Essa contração é compensada em parte pela expansão provocada pela sorção de água^{66,65}. A contração e expansão da resina podem não ser clinicamente significantes²¹, porém as alterações decorrentes da liberação de tensões no interior da resina provocada pela sorção de água podem ter significado clínico.

NELSON et al⁴¹ comentaram que as alterações no posicionamento dental foram menores na técnica de banho de água com resina termopolimerizável em relação a técnica de microondas quando utilizou na resina própria para microondas, onde houve menor necessidade desgastes para ajuste oclusal após a polimerização da prótese. **PITTA**⁴⁶ demonstrou que os movimentos dentais ocorridos no processamento de resina pela técnica de energia de microondas foram menores que a técnica em banho de água aquecida, apresentando concordância com **KIMURA et al**³² que, para esta variável, relatou que a qualidade da resina polimerizada por microondas foi melhor do que da resina polimerizada em banho de água. Nosso estudo não revelou diferença quanto às alterações dimensionais sofridas pelas próteses polimerizadas por microondas ou por banho de água estando de acordo com **NISHII**⁴² que confirma a compatibilidade dos dois métodos.

MAHLER³⁷ afirmou que o aumento da dimensão vertical das próteses polimerizadas pode ser provocado no fechamento da mufla quando são formados diversos vetores de forças em condições desiguais fazendo com que alguns dentes se movimentem mais que outros. Esta conclusão está de acordo com os nossos resultados e também com as observações de **PITTA**⁴⁶, **LATTA et al**³⁵, **NELSON et al**⁴¹, em que algumas próteses apresentaram maior variação na movimentação dos dentes do que outras, e direções de movimento diferentes para o mesmo método de polimerização, mesmo quando todas foram confeccionadas pela mesma metodologia. Talvez nas amostras que não apresentaram variações significativas, a liberação das forças tencionais da resina acrílica tenha ocorrido

numa direção diferente nos primeiros molares podendo um lado anular a movimentação do outro.

Qualquer alteração no posicionamento dos dentes posteriores de próteses totais removíveis resultará em um aumento da dimensão vertical pois o engrenamento dental ocorre em planos inclinados e um movimento lateral sempre terá como resultante um deslocamento vertical contra os dentes antagonistas. A técnica de confecção de próteses que permite a remontagem dos modelos em articulador para ajuste oclusal em laboratório permite o restabelecimento do equilíbrio dos contatos dentais bem como a dimensão vertical alterada³⁷.

SADAMORI et al⁵⁹ constataram que uma das variáveis relacionadas ao processo de sorção de água diz respeito à espessura da resina, onde esta atua no montante de alteração linear e no tempo necessário para que este processo se estabilize. Para que esta variável não afetasse nosso estudo realizamos o enceramento de todas as amostras de em um mesmo molde obtendo próteses padronizadas. Método semelhante foi utilizado por **LATTA et al**³⁵.

NISHII⁴² através de suas pesquisas concluiu que as resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas são tão satisfatórias quanto as polimerizadas por banho de água convencional, sugerindo a relevância do controle eficiente da potência e do tempo utilizado. Este é também, segundo **PITTA**⁴⁶, um fator de extrema importância na utilização deste método, pois os fornos convencionais não apresentam regulação da quantidade de energia de microondas emitida pelo magnetron. **DE CLERK**²⁰ afirma que, é preferível usar fornos industriais específicos para este fim permitindo a regulação da potência desejada, ajustando um programa de controle da taxa de polimerização. Estas observações estão de acordo com **HAYDEN**²⁷ que declarou ter encontrado a mesma dificuldade de regulação da

potência dos fornos de microondas domésticos. A falta de um controle contínuo da potência dos fornos de microondas somada ao calor da reação exotérmica pode rapidamente ultrapassar a temperatura de ebulição do monômero formando pressão de vapor que provocará porosidade na resina aumentando as tensões internas. Estas, quando liberadas, podem prejudicar a estabilidade da prótese.

Todo o aparelho protético total apresenta, em sua estrutura, determinado volume de tensões residuais que se desenvolvem durante a polimerização da resina, ou mesmo antes da fase plástica, se ela não estiver completamente homogênea. Se estas permanecerem na prótese concluída poderão liberar-se posteriormente, produzindo distorções na mesma. As distorções são proporcionais à quantidade de tensões liberadas¹⁶. Acreditamos que o processo de sorção de água auxilia na liberação destas tensões que, somada ao processamento de microondas, promovem menor variabilidade no posicionamento dos dentes.

Concordamos com os vários autores ^{2,20,36,46,51,54,72} que acham que as grandes vantagens da utilização da energia de microondas para polimerização das resinas acrílicas para bases de próteses removíveis está em tornar os procedimentos laboratoriais mais limpos e com grande ganho de tempo. Entretanto discordamos desses mesmos autores quando consideram como desvantagem a necessidade da utilização de muflas especiais, relatando ser estas pouco resistentes. Ahamos que as muflas para microondas são práticas e quando utilizadas corretamente controlando os esforços para a remoção da prótese e do gesso do interior da mufla, possuem uma durabilidade satisfatória.

Durante a instalação da prótese na boca, a sorção de água proveniente da saliva se faz mediante condições estáveis de temperatura e pressão. O tempo envolvido para que esse processo se estabilise está em torno de 30 dias²¹. Entretanto, segundo **FRAGA**²³, o

processo de sorção de água pode ser acelerado. A aceleração do processo de sorção poderia ser considerado um aspecto clínico altamente favorável mediante a possibilidade de adaptação mais rápida da base da prótese à fibromucosa desdentada remanescente, associada ao decorrente acréscimo em sua retentividade. Isso poderia promover a diminuição dos traumatismos no rebordo, comuns no período inicial de adaptação da prótese ao paciente, bem como uma economia do tempo clínico dispensado na preservação desses aparelhos protéticos. Em alguns circunstâncias torna-se necessária a remontagem da prótese no articulador para que seja efetuada a correção da oclusão e posteriormente na fase de preservação um refinamento dos contatos, provavelmente devido a alterações decorrentes da sorção de água.

Confirmando os resultados de FRAGA²³, este estudo demonstrou ser possível a redução do tempo de sorção de água sem o comprometimento da prótese concluída, mediante a alteração da temperatura e pressão.

No entanto, julgamos que outros estudos que associem o grau de distorção da base de prótese às alterações oclusais frente a diferentes tratamentos de sorção de água, sejam necessários.

Conclusões

7. Conclusões

A partir da metodologia aplicada e dos resultados obtidos podemos concluir que:

1. Todas as amostras estudadas apresentaram alteração na inclinação das cúspides após o fenômeno de sorção de água.
2. Não houve diferença estatisticamente significantes no posicionamento dos dentes entre os métodos de polimerização por microondas e por banho de água convencional .
3. Os métodos de tratamento utilizados para sorção de água, 30 dias a 37 ± 2 °C e 1 hora a 60 ± 2 °C e 40 Libras influenciaram igualmente as alterações ocorridas.
4. A alteração na inclinação dos dentes ocorre de maneira aleatória para cada prótese, variando em direção e grau de movimentação, independente do tipo de tratamento sofrido .

Referências Bibliográficas

9. Referências Bibliográficas

1. AL DOORI, D., et al. A comparison of denture base acrylic resin polymerised by microwave irradiation and by conventional bath curing sistemas. **Dent. Mater.**, Washington, v.4, n.1, p.25-32, Feb. 1988.
2. AL-HANBALI, E., KELLEWAY, J.P., HOWLETT, J.A. Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. **J. Dent.**, Oxford, v.19, n.3, p.176-180, Mar.1991.
3. ALL-MULA, M. A. S.; MURPHY, W. M.; HUGGETT, R.A.; BROOKS, S. C. Effect of water and artificial saliva on mechanical properties of some denture-base materials. **Dent. Mater.**, Washington, v. 5, n. 6, p. 399-402, Nov. 1989.
4. ALMEIDA, M. H. W. **Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total.** Piracicaba, 1998. Tese de Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
5. ANTHONY, O. H.; PEYTON, F. A. Dimensional accuracy of various denture-base material. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 12, n. 1, p.67-81, Jan/Feb 1962.
6. ARIMA, H., et al. The effects of cross-linking on de water sorption and solubility characteristics of denture base resin. **J. Oral Rehabilitation.**, St. Louis, v.23, n.2, p.476-480, Aug. 1996.

De acordo com a NBR – 6023, de agosto de 1989, a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).
A abreviatura dos periódicos de conformidade com o “World of Scientific Periodicals”.

7. ARIOLI, F. J. N. **Influência da forma do palato e da sorção de água na adaptação de próteses totais.** Piracicaba, 1997. Tese de Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
8. _____ **Influência das resinas acrílicas, técnicas de polimerização e tempo de armazenamento em água, na movimentação dental em prótese total superior.** Piracicaba, 1998. Tese de Doutorado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
9. BAFILE, M., et al. Porosity of denture resin cured by microwave energy. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.66, n.2, p.296-74, Aug. 1991.
10. BEAR, J. **Dynamic of fluids in porous media.** New York : American Elsevier, 1972. p. 764 ,(Enviroment Science Series).
11. BEVAN, E.M.; EARNSHAWT, R. The role of water sorption in the solvent crazing of acrylic resins. **Autralian D. J.** St. Leonards v.7, p.191-196, June. 1969.
12. BOLT, G.H. **Physico-Chemical analysis of compressibility os pure clays.** Geotechnique Londres, p.86, 1956.
13. BRADEN, M., The sorption of water by acrylic resin and other materials. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.14, n.12, p.307-316, Mar/Abr. 1964.
14. BRAUN, K.O.; DEL BEL CURY, J.A. Avaliação in vitro da efetividade de polimerização da resina acrílica dental polimerizada através de energia de microondas, quando em contato com metal. **Rev Fac Odont Univ São Paulo**, São Paulo, v. 12, n. 2, p. 173-180, abr./Jun. 1998.

15. CAMPBELL, R. L. Effects of water sorption on retention of acrylic resin denture bases. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 52, n. 4, p. 448-454, Apr. 1956.
16. CARVALHO, J. C. M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base aparelhos protéticos totais. **Rev. Fac. Odont. S. Paulo**, São Paulo, v. 10, n. 1, p. 127-132, Jan./Jun. 1972.
17. CAUL, H. J.; SCHOONOVER, I. C. A method for determining the extent of polymerization of acrylic resins and its applications for denture. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 39, n. 1, p. 1-9, Jul. 1949.
18. CHEVITARESE, O.; CRAIG, R. G.; PEYTON, F. A. Properties of various types of denture-bases plastics. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.12, n. 4, p. 711-719, Jul/Aug 1962.
19. CURY, A. A. D. B.; RODRIGUES JUNIOR, A. L.; PANZERI, H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativadas: propriedades físicas. **Rev. Odon. Univ. S. Paulo**, São Paulo, v.8, n.4, p.243-249, out./dec. 1994.
20. DE CLERK, J. C. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. **J. Prosth. Dent.**, St Louis, v.57, n.5, p.650-658, May, 1987.
21. DIXON, D.L. et al. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.68, n.1, p.169-200, July. 1992.
22. DYER, R. A.; HOWLETT, J.A. Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. **J. Dent.**, Oxford, v.22, n.4, p.236-241, Aug. 1994.

23. FRAGA, M.A. **Análise da sorção de água em amostras de resina acrílica ativada termicamente e submetidas a alterações de pressão, temperatura e tempo.** Piracicaba, 1997. Tese de Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
24. GOODKIND, R.J., SCHULTE, R.C. Dimensional accuracy of pour acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.24, n.6, p.662-668, Dec. 1970.
25. GRUNEWALD, A. H.; PAFFENBARGER, G. C.; DICKSON, G. The effect of molding process on some properties of denture resins. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 44, n. 3, p. 269-283, Mar 1952.
26. HARMAN, I.M. Effects of time and temperature on polymerization of methacrylate resin denture base. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.38, n.2, p.188-203, Feb. 1949.
27. HAYDEN, W. J. Flexural strenght of microwave-cured denture baseplates. **General dentistry**, Chicago, v. 3, p. 367-369, Sept / Oct 1986.
28. HAYDEN, W.J. Flexural sarenght of microwave-cured denture baseplates. **Gen. Den.**, Chicago, v.23, p.367-371, Sept./Oct. 1986.
29. HOGAN, P. F., MORI, T. Development of a method of continous' temperature measurement for microwave denture processing. **Dent. Mater.**, Washington, v. 9,, n. 1, p. 1-11, Jun 1990.
30. ILBAY, S. G., GÜVENER, S., ALKUNRU, H. N. Processing dentures using a microwave technique. **J. Oral Rehabil.**, Birmingham, v.21, n.1, p.103-109, Jan. 1994.

31. KIMPARA, E.T., MUENCH, A. Porosidade em decorrência do processamento e volume de resina. **Rev. Odont. Univ. São Paulo**. V.10, n.3, p.237-239, Jul/Set. 1996.
32. KIMURA, H., et al. Aplicação de microwave dental technique (part 1) – dough-forming and curing of acrylic resins. **J. Osaka Univ. dent. Sch.**, Osaka, v.23, p.43-49, Dec. 1983.
33. KIMURA, H., TERAOKA, F., SAITO, T. Applications of microwave for dental technique (part 2) – adaptability of cured acrylic resins. **J. Osaka Univ. dent. Sch.**, Osaka, v.24, p.19-21, Dec. 1984.
34. KUTLE, A. **Methods of soil analysis**. Madison: ASA, 1986. 2v.
35. LATTA, G. H.; BOWLES, W. F.; CONKIN, J. E. Three-dimensional stability of new denture base resin system. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 63, n. 6, p. 654-661, Jun. 1990.
36. LEVIN, B., SANDERS, J. L., REITZ, P. V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.61, n.3, p.381-383, Mar. 1989.
37. MAHLER, D.B. Inarticulation of complete dentures processed by the compression molding technique. **J. Prosth. Dent.**, Saint Louis, v. 1, n. 5, p. 551-559, Oct. 1951.
38. MAY, K.B., et al. Color stability: denture base resins processed with the microwave method. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.76, n.12, p.581-9, Dez. 1996.

39. McCracken, W.M.L. An evaluation of activated methyl metacrylate dentures base materials. **J. Prost. Dent.**, St. Louis, v.2, n.1, p.68-83, Jan. 1952.
40. MORRIS, J. C.; KHAN, Z.; VON FRAUNHOFER, J. A. Palatal shaper and the flexural strenght of maxillary denture bases. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 53, n. 5, p. 670-673, May 1985.
41. NELSON, M.; KOTWAL, K. R.; SEVEDGE, S. R. Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 65, n. 2, p. 306-308, Feb. 1991.
42. NIISHI, M. Studies on curing of denture base resins with microowave irradiation: with particular reference to heat – curing resins. **J. Osaka dent. Univ.**, Osaka, v.2, p. 23-40, Feb. 1968.
43. OKESON, J.P.. **Fundamentos de Oclusão e Desordens Temporo-Mandibulares**, 2, ed. São Paulo, Artes Médicas, 1992. p. 45; 83-85.
44. PEYTON, F.A.; MANN, W.R. Acrylic and acrylic-styrene resins: their properties in relation to their uses a restorative material. Part. I. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.29, n.1, p.1852-1864, Oct. 1942.
45. PHILIPS, R.W. Resinas para base de dentadura: considerações técnicas e resinas diversas. In: **PHILIPS, R.W., ed. Skinner materiais dentários**. 9. Ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1993. Cap.11, p. 92 – 123.
46. PITTA, M.S.S. **Análise das alterações oclusais ocorridas em próteses totais polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes e após o polimento**. Piracicaba, 1997. Tese de Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Univercidade Estadual de Campinas.

47. POLIZOIS, G. L., HAIDEN, R. W., STAFFORD, G. D. Repair strength of denture base resins using various methods. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, Great Britain, v.3, n.4, p.183-186, Jun. 1995.
48. POLYZOIS, G.L.; KARKAZIS, H. C.; ZISSIS, A. J.; DEMETRIOUS, P. P. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins. a comparative study. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 7, n. 5, p. 639-647, May 1987.
49. POMILIO, A., CAMPOS Jr, W. M., TEDESCO, A. C. Alterações dimensionais da prótese total. **R.G.O.**, Porto Alegre, v.44, n.2, p.83-86, mar/abr., 1996.
50. PRYOR, W. J. Injection molding of plastics for dentures. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 29, n. 11, p. 1400-1408, Aug. 1942.
51. REITZ, P.V., SANDERS, J.L., LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quintess. Int.**, Berlin, v.6, n.8, p.547-551, Aug. 1985.
52. RIZZATTI-BARBOSA, C. M.; NADIN, P. S.; DEL BEL CURY, A. A.; RODRIGUES-GARCIA, R. C. Uso de la energía de microondas en el procesamiento de prótesis odontológicas. **Rev. Asoc. Odontol. Argent.** Buenos Aires, v.86, n.2, p.105-108, Marzo/Abril. 1998
53. RIZZATTI-BARBOSA, C. M., DALLARI, A. Alterações oclusais da prótese total antes e após sua polimerização. **R.G.O.**, Porto Alegre, v.44, n.2, p.83-86, mar/abr., 1996.

54. RIZZATTI-BARBOSA, C.M., DEL BEL CURY, A. A., PANZERI, H. A
influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de
microondas na adaptabilidade de próteses totais. **Rev. Odontol Univ São
Paulo**, São Paulo, v.9, n.3, p.197-206, jul./set. 1995.
55. RODRIGUES-GARCIA,R.C.M.; DEL BEL CURY, A.A. Reembasamento de
prótese: método convencional e por microondas. **Rev. Odon. Univ. São
Paulo.**, São Paulo, v.10, n.4, p.295-302, out./dez. 1996.
56. RUHNKE, L. A.; CONSANI, S.; STOLF, W. L. Resinas acrílicas. Influência do
isolante na absorção de água e solubilidade. **Boletim de Materiais,
Dentários**, Piracicaba, v. 1, n. 1, p. 30-45, Jul 1 Dez. 1969.
57. RUYTER, E.; SVENDSEN, S. A. Flexural properties of denture base polymers. **J.
prosth. Dent.**, St. Louis, v. 43, n. 1, p. 95-104, Jan 1980.
58. SADAMORI, S. et al. Influence of thickness and location on residual monomer
content of dentures base cured by three processing methods. **J. Prosth.
Dent.**, St. Louis, v.72, n.1, p.19-22, July. 1994.
59. _____, Influence of thickness on the linear dimentional change, warpage, and
water uptake of a denture base resin. **Int. J. Prosthodont**, St. Louis, v. 10,
n.1, p. 35-43, Jan. 1997.
60. SANDERS, J.L., LEVIN, B., REITZ, P.V. Comparison of the adaptation of acrylic
resin cured by microwave energy and conventional water bath. **Quintess.
Int.**, Berlin, v.22, n.3, p.181-186, 1991.

61. SANDERS, J.L., LEVIN, B., REITZ, P.V. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. **Quintessence Int.** Berlin, v.18, n.7, p.453-456, Jul. 1987.
62. SCHIOZER, D. **Mecânica dos fluidos.** 2.ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos. Ed., 1996. 629p.
63. SHIPPEE, R. W. Control of increased vertical dimension of compression-molded dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 11, n. 6, p. 1080-1085, Nov /Dec. 1961.
64. SKINNER, E. N.; Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. **J. Am. dent. Ass.** Chicago, v. 39, n. 3, p. 261-268, Sept. 1949.
65. SKINNER, E.W. Resinas para base de dentadura: considerações técnicas e resinas diversas. **IN Materiais dentários de SKINNER**; ed. Ralph Phillips. Trad. Dr. Julio J. D'Albuquerque Lossio, 9ed. Rio de Janeiro, Guanabara, 1993. Cap.11, P. 103-123.
66. SKINNER, E.W.; COOPER, E.N. Physical properties of denture resins. Part I. curing, shrinkage and water sorption. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v.30, n.23, p.261-268, Dec. 1943.
67. SWEENEY, W. T.; SCHOONOVER, I. C. A progress report on denture base material (1935). **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 23, n. 8, p. 1498-1512, Aug., 1936.
68. TAKAMATA, T., SETCOS, J.C. Resin dentures base: Review of accuracy and methods of polymerization. **Int. J. Prosth.**, St. Louis, v.2, n.6, p.555-562, 1989.

69. TAYLOR, P. B. Acrylic resins. their manipulation. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 28, n. 3, p. 373-387, Mar. 1941.
70. TURCK, M.D. et al. Direct measurement of dimencional accuracy with three denture – processing techniques. **Int. J. Prosth.**, St. Louis, v.5, n.4, p.367-372, 1992.
71. VARGAS, M. **Introdução à mecânica dos solos.** São Paulo: McGrawHill/UDUSP, 1977. 509p.
72. WALLACE, P. W. et al. Dimencional accuracy of denture resin cured by microwave energy. **J. Prosth. Dent.**, St. Louis, v.66, n.3, p.403-408, Sept. 1991.
73. WOELFE, J. B.; Processing complete denture. **Dent. Clin. N. Am.**, Philadelphia, v. 21, n. 2, p. 329-338, Apr. 1977.
74. WOELFE, J. B.; PATTENBARGER, G. C.; SWEENEY, W. T. Dimencional changes occurring in dentures curing processing. **J. Am. Dent. Ass.**, Chicago, v. 61, n. 6, p. 413-430, Oct. 1960.
75. YUNUS, N., HARRISON, A., HUGGET, R. Effect of migrowave irradiation on de flexural strenght and residual monomer levels of an acrylic resin repair material. **J. Oral Rahabil.**, Birmingham, v.21, n.6, p.641-648, Nov. 1994.
76. ZISSIS, A.; HUGGETT, R.; HARRISON, A. Mensuramentes methods used for determination of dimencional accuracy and stability of denture base materials, **J. Dent.**, Great-Britan, v. 19, n. 6, p. 199-206, Feb. 1991.

Anexos

10. Anexos

Os quadros 12, 13, 14 e 15 mostram os dados obtidos através do cálculo dos ângulos C_1 , C_2 , C_3 e sua média C para os grupos **I**, **II**, **III**, **IV** na situação de pós polimerização

Os quadros 16, 17, 18 e 19 mostram os dados obtidos através do cálculo dos ângulos C_1 , C_2 , C_3 e sua média C para os grupos **I**, **II**, **III**, **IV** na situação de pós armazenagem.

Quadro 12. Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C do grupo I na fase T0.

Corpo	a	b	c	ângulo	média
4	25,78	25,95	34,88	84,79	
	25,06	24,98	34,45	87,01	
	25,11	25,79	34,81	86,29	86,03
13	21,88	26,6	34,39	89,82	
	20,84	26,94	34,46	91,40	
	21,57	26,49	34,64	91,65	90,96
1	24,27	23,99	34,51	91,30	
	24,7	24,39	35,16	91,49	
	24,09	24,08	34,92	92,93	91,90
6	23,99	25,27	35,48	92,11	
	22,68	25,57	35,48	94,48	
	23,23	25,7	35,28	92,14	92,91
5	25,93	24,4	35,49	89,63	
	25,93	24,89	35,31	88,00	
	25,64	24,75	35,57	89,79	89,14
2	24,82	24,63	34,53	88,58	
	24,68	24,29	34,41	89,28	
	24,18	24,61	34,64	90,46	89,44
15	23,23	26,8	34,77	87,75	
	22,76	26,71	34,77	88,94	
	22,47	26,48	34,77	90,14	88,94
7	23,9	22,33	34,54	96,63	
	23,49	22,66	34,58	97,04	
	23,98	22,31	34,55	96,49	96,72
8	24,51	27,78	35,81	86,21	
	24,51	24,26	35,63	93,87	
	24,26	24,26	35,8	95,10	91,72
19	24,17	24,64	34,86	91,15	
	23,83	24,63	34,74	91,58	
	23,83	24,63	34,74	91,58	91,44
47	24,15	25,08	35,03	90,70	
	23,94	25,44	35,03	90,32	
	23,74	25,06	34,88	91,21	90,74
22	23,79	21,88	34,51	98,08	
	24,04	22,13	34,51	96,65	
	24,54	21,77	34,77	97,14	97,29
21	23,21	25,41	34,43	90,05	
	23,66	25,75	34,37	88,05	
	23,14	25,4	34,39	90,10	89,40
49	24,53	25,4	35,55	90,78	
	24,2	25,6	34,9	88,94	
	23,99	25,65	35,32	90,65	90,12
53	22,78	24	33,88	92,77	
	22,29	24,25	34,13	94,24	
	22,59	24,36	34,02	92,79	93,27

Quadro 13. Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C do grupo II na fase T0.

Corpo	a	b	c	ângulo	média
24	20,59	21,93	32,03	97,70	
	20,01	21,93	31,69	98,05	
	20,72	21,82	32,06	97,78	97,85
35	23,4	23,15	33,09	90,61	
	22,95	23,36	32,91	90,57	
	22,96	22,62	32,7	91,68	90,95
26	20,37	23,25	33,08	98,43	
	20,37	22,69	32,29	97,01	
	20,05	23,28	32,52	96,99	97,48
31	19,21	21,43	30,36	96,52	
	19,73	21,23	30,37	95,64	
	19,86	21,58	30,81	95,97	96,04
43	23,76	26,02	34,03	86,13	
	23,95	25,76	33,97	86,13	
	23,49	26,09	33,83	85,88	86,05
36	22,77	23,81	33,47	91,84	
	22,49	24,02	33,42	91,81	
	22,82	24,13	33,64	91,49	91,71
48	24,08	21,55	33,36	93,79	
	24,25	21,34	33,35	93,81	
	24,65	22,15	33,54	91,40	93,00
32	21,45	22,14	31,99	94,41	
	21,82	22,14	32,47	95,23	
	22,07	22,14	32,5	94,64	94,76
41	21,06	24,06	32,23	90,93	
	21,3	24,3	32,71	91,43	
	20,96	23,55	31,91	91,41	91,25
46	21,91	20,34	31,17	95,01	
	21,91	20,4	31,38	95,68	
	22,5	20,11	31,58	95,49	95,39
55	20,48	25,41	33,95	94,82	
	20,06	26,05	34,15	94,68	
	20,43	25,78	34,07	94,29	94,60
34	23,01	24,47	33,13	88,44	
	23,6	25,1	33,91	88,21	
	23,24	24,83	33,33	87,73	88,13
58	23,23	29,12	34,93	82,89	
	24,62	29,41	34,45	78,68	
	23,71	29,83	34,75	80,05	80,54
23	24,93	24	34,63	90,08	
	25,67	24,22	34,65	87,93	
	25,66	24,22	34,98	89,01	89,01
28	22,73	24,39	34,73	94,90	
	22,6	24,54	34,68	94,64	
	22,6	24,13	34,09	93,63	94,39

Quadro 14. Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C do grupo III na fase T0.

Corpo	a	b	c	ângulo	média
3	26,58	22,16	33,97	87,88	
	26,04	22,07	33,4	87,53	
	26,35	22,22	33,43	86,55	87,32
16	21,78	16,61	29,33	98,74	
	21,45	16,81	29,41	99,76	
	21,62	16,99	29,52	99,03	99,18
17	22,02	22,34	33,25	97,10	
	22,59	22,26	33,28	95,81	
	22,13	22,25	33,43	97,75	96,88
10	20,99	17,5	29,36	99,02	
	20,46	17,97	29,36	99,43	
	20,46	17,97	29,36	99,43	99,29
18	28,82	17,13	29,07	73,59	
	20,82	17,13	29,07	99,53	
	20,77	17,41	29,33	100,01	91,05
9	24	24,55	34,08	89,16	
	23,88	24,86	34,38	89,70	
	23,74	24,62	34,37	90,57	89,81
57	24,09	23,73	34,56	92,55	
	24,6	23,47	34,12	90,41	
	24,09	23,53	34,22	91,87	91,61
60	19,84	23,71	32,66	96,77	
	19,27	24,02	32,55	96,90	
	19,79	23,68	32,81	97,61	97,09
11	21,71	18,88	29,65	93,59	
	22,12	18,51	29,7	93,51	
	22	18,07	29,7	95,16	94,09
20	18,87	17,09	28,61	105,32	
	19,12	17,64	28,96	103,89	
	19,12	17,52	28,76	103,34	104,18
14	18,12	17,82	28,24	103,58	
	17,74	17,55	28,44	107,39	
	16,99	17,78	27,9	106,70	105,89
12	20,14	20,92	30,35	95,30	
	20,52	20,6	30,36	95,18	
	20,31	20,66	30,4	95,80	95,43
51	18,5	21,25	28,08	89,61	
	18,49	21,09	28,48	91,80	
	18,7	21,26	28,48	90,68	90,70
27	22,14	15,34	29,47	102,15	
	22,14	15,34	29,47	102,15	
	22,4	16,15	30,11	101,48	101,93
54	15,73	18,89	27,65	105,64	
	15,73	18,44	27,33	105,95	
	15,32	18,04	26,88	107,08	106,23

Quadro 15. Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C do grupo IV na fase T0.

Corpo	a	b	c	ângulo	média
44	25,5	24,12	33,48	84,82	
	24,1	23,27	32,9	87,96	
	23,98	23,51	33,27	88,94	87,24
30	19,76	22,16	30,04	91,37	
	20,15	22,34	30,04	89,83	
	20,52	22,69	30,25	88,72	89,97
59	24,15	24,3	34,67	91,38	
	24,33	24,67	34,56	89,71	
	24,06	24,85	34,94	91,17	90,75
50	24,29	22,26	34,51	95,59	
	24,29	22,24	34,3	94,88	
	24,13	21,64	33,98	95,72	95,40
40	24,31	24,47	33,65	87,23	
	23,78	24,91	33,45	86,75	
	23,82	24,8	33,71	87,77	87,25
33	21,44	23,74	31,95	89,86	
	21,9	23,74	32,09	89,26	
	21,63	23,94	31,76	88,21	89,11
42	23,98	25,21	32,43	82,45	
	24,1	25,47	32,43	81,67	
	23,7	24,95	32,43	83,57	82,56
29	26,51	23,8	35,77	90,47	
	27,18	22,85	35,56	90,17	
	27,6	23,18	35,56	88,45	89,70
25	23,56	23,95	34,26	92,29	
	23,48	23,95	34,31	92,66	
	23,4	23,79	34,31	93,28	92,74
37	24,4	24,36	34,22	89,14	
	24,15	24,64	34,22	89,07	
	24,15	24,9	34,22	88,46	88,89
52	26,2	26,68	36,15	86,25	
	25,55	25,71	35,39	87,32	
	25,64	25,81	35,34	86,77	86,78
56	24,12	23,25	34,25	92,59	
	23,82	23,26	34,03	92,57	
	24,04	23,45	33,95	91,26	92,14
38	22,71	20,53	32,26	96,37	
	22,71	20,53	32,26	96,37	
	22,23	20,6	32,02	96,69	96,48
45	30,07	32,35	35,57	69,37	
	29,37	31,63	35,41	70,86	
	30,47	31,87	35,54	69,47	69,90
39	28,37	27,26	35,54	79,39	
	28,21	27,22	35,29	79,06	
	28,71	27,35	35,37	78,20	78,88

Quadro 16. Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C par ao grupo I na fase T1.

Corpo	a	b	c	ângulo	média
4	23,89	24,16	33,17	87,31	
	23,4	24,14	32,85	87,40	
	23,05	23,9	33,12	89,71	88,14
13	22,88	23,5	33,17	91,31	
	22,64	23,64	32,99	90,91	
	22,12	23,23	32,54	91,67	91,29
1	22,44	23,08	32,47	91,00	
	22,83	23,65	32,7	89,40	
	22,96	24,02	33,19	89,87	90,09
6	23,35	23,03	33,43	92,24	
	23,49	22,75	32,98	90,98	
	23,37	22,53	32,78	91,13	91,45
5	23,95	23,82	32,53	85,84	
	24,22	23,43	32,67	86,55	
	24,44	23,63	32,9	86,36	86,25
2	21,19	22,55	32,17	94,64	
	21,5	22,34	31,89	93,32	
	21,23	22,35	31,89	94,03	94,00
15	21,88	24,25	32,57	89,68	
	22,26	24,4	32,85	89,38	
	21,88	24,29	32,85	90,56	89,87
7	21,13	22,11	30,95	91,38	
	20,25	21,73	30,58	93,44	
	20,6	22,07	30,96	92,97	92,60
8	23,83	22,43	32,62	89,63	
	23,31	22,24	32,37	90,54	
	23,76	22,64	32,49	88,85	89,68
19	22,14	21,91	31,64	91,82	
	21,94	21,91	31,74	92,74	
	22,2	22,2	31,84	91,63	92,07
47	22,15	21,64	31,75	92,94	
	21,78	21,92	31,63	92,74	
	22,8	21,89	32,06	91,66	92,44
22	24,29	20	33,69	98,58	
	24,29	20	33,69	98,58	
	24,29	20,05	33,52	97,76	98,31
21	23,07	23,54	33,11	90,52	
	23,07	23,96	33,11	89,48	
	23,46	23,96	33,49	89,85	89,95
49	23,5	23,37	33,45	91,07	
	23,88	23,13	33,09	89,47	
	23,33	22,59	32,57	90,34	90,29
53	20,64	23,76	31,98	91,88	
	19,83	23,92	31,33	90,98	
	20,08	23,45	31,52	92,46	91,77

Quadro 17. Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C para o grupo II na fase T1.

Corpo	a	b	c	ângulo	média
24	21,28	21,53	32,16	97,39	
	20,71	21,65	31,88	97,61	
	21,39	21,65	32,15	96,66	97,22
35	22,09	24,66	33,01	89,66	
	22,3	24,55	33,18	90,05	
	21,5	23,72	32,67	92,38	90,70
26	20,31	22,14	31,34	95,07	
	20,31	22,31	31,8	96,40	
	20,16	21,8	31,6	97,64	96,37
31	23,73	20,63	32,6	94,34	
	24,17	20,24	32,52	93,73	
	23,07	20,01	31,83	95,00	94,36
43	23,22	25,17	33,26	86,74	
	23,64	25,17	33,17	85,56	
	23,92	25,73	33,55	84,94	85,75
36	22,89	24,24	33,81	91,63	
	22,61	23,86	33,68	92,86	
	23,04	23,32	33,15	91,29	91,93
48	23,15	21,4	31,8	91,00	
	23	21,01	31,63	91,78	
	22,66	20,71	31,27	92,16	91,65
32	21,68	20,72	31,72	96,83	
	21,68	20,72	31,72	96,83	
	22,15	20,74	31,8	95,65	96,44
41	21,64	23,2	31,47	89,08	
	21,31	23,32	31,7	90,40	
	20,77	23,38	31,47	90,73	90,07
46	23,11	21,6	32,95	94,89	
	23,11	22,26	33,24	94,20	
	23,39	21,98	33,23	94,13	94,40
55	21,23	26,35	34,43	92,07	
	21,23	26,04	34,34	92,61	
	21	25,91	34,34	93,52	92,74
34	24,1	25,18	34,44	88,64	
	24,1	25,49	34,43	87,90	
	23,6	25,56	34,3	88,40	88,31
58	23,95	28,97	33,75	78,62	
	23,95	28,6	33,75	79,38	
	23,01	28,38	33,48	80,57	79,52
23	24,45	24,17	33,86	88,28	
	24,29	24,18	33,76	88,30	
	24,26	23,69	33,36	88,16	88,25
28	22,07	24,42	34,3	94,95	
	22,09	24,38	34,19	94,61	
	21,56	24,18	33,99	95,82	95,13

Quadro 18. Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C para o grupo III na fase T1

Corpo	a	b	c	ângulo	média
3	23,36	25,88	33,01	84,03	
	23,64	25,73	33,1	84,09	
	24,44	26,11	32,97	81,35	83,15
16	18,16	19,1	27,73	96,15	
	18,88	18,67	27,11	92,43	
	19,17	18,97	27,67	93,02	93,87
17	20,74	19,7	30,42	97,53	
	21,11	19,95	30,42	95,57	
	21,53	20,3	30,78	94,71	95,94
10	15,84	19,08	26,71	99,38	
	15,91	19,71	27,06	98,31	
	15,37	19	26,52	100,46	99,38
18	17,55	19,61	28,17	98,44	
	16,26	19,05	27,11	100,01	
	15,22	18,76	26,58	102,43	100,29
9	22,8	22,49	31,6	88,49	
	21,38	22,63	31,07	89,77	
	22,2	22,32	31,4	89,71	89,32
57	22,53	20,84	31,23	92,04	
	22,74	21,73	31,23	89,19	
	21,97	21	30,88	91,86	91,03
60	20,44	23,83	31,8	91,50	
	20,3	24,46	31,62	89,39	
	20,8	24,46	31,86	89,11	90,00
11	17,73	18,48	26,96	96,22	
	17,44	18,55	26,88	96,59	
	18,35	18,09	27,07	95,95	96,25
20	15,66	16,96	26,59	109,14	
	15,66	17,84	26,95	106,94	
	15,56	17,45	26,5	106,65	107,58
14	17,22	18,05	27,72	103,59	
	17,22	18,05	27,72	103,59	
	17,74	17,8	27,79	102,88	103,35
12	19,33	17,54	27,82	97,85	
	19,58	17,68	27,95	97,07	
	19,58	18,03	28,08	96,51	97,14
51	18,49	20,79	27,91	90,36	
	17,73	20,37	27,35	91,49	
	17,06	20,19	27,06	92,79	91,55
27	17,43	17,62	26,66	99,04	
	16,98	17,62	26,56	100,27	
	16,97	17,62	26,49	99,94	99,75
54	16,85	16,87	26,83	105,44	
	16,3	16,89	26,47	105,78	
	16,59	16,56	26,28	104,89	105,37

Quadro 19. Quadro dos ângulos C1, C2, C3 e média C para o grupo IV na fase T1.

Corpo	a	b	c	ângulo	média
44	24,55	22,79	32,58	86,89	
	24,49	23,18	32,41	85,62	
	24,12	22,91	32,41	87,08	86,53
30	22,27	22,96	31,81	89,37	
	21,56	22,96	31,6	90,38	
	21,94	22,8	31,6	89,85	89,87
59	22,24	22,91	33	93,91	
	22,82	22,99	32,64	90,88	
	22,24	22,91	33	93,91	92,90
50	22,64	20,91	31,99	94,46	
	22,68	20,95	31,99	94,23	
	22,56	21,27	31,99	93,70	94,13
40	22,48	25,17	33,09	87,78	
	22,73	25,16	33,6	88,96	
	24,02	24,71	33,91	88,18	88,31
33	21,84	24,93	33,45	91,07	
	22,48	25,16	33,59	89,49	
	22,47	25,54	34,1	90,28	90,28
42	22,32	25,38	32,03	84,10	
	22,1	25,27	31,84	84,18	
	22,1	25,27	31,59	83,37	83,88
29	21,99	23,68	33,11	92,86	
	21,99	23,84	33,11	92,43	
	21,86	23,72	33,03	92,79	92,69
25	23,35	23,33	33,34	91,16	
	23,35	23,53	33,34	90,66	
	23,35	23,53	33,34	90,66	90,83
37	23,04	24,99	33,8	89,36	
	22,3	24,65	33,49	90,87	
	24	24,7	34,2	89,21	89,81
52	25,92	26,25	35,95	87,11	
	25,96	26,41	35,86	86,43	
	25,68	26,8	35,77	85,91	86,48
56	23,21	24,71	34,06	90,54	
	23,03	24,4	34,06	91,75	
	23,03	24,23	34,12	92,40	91,56
38	21,3	20,62	30,97	95,24	
	20,69	20,25	30,38	95,81	
	20,91	20,1	30,53	96,20	95,75
45	30,58	32,21	35,77	69,40	
	30,37	31,9	35,75	70,03	
	30,45	31,8	35,6	69,73	69,72
39	24,99	25,94	33,42	82,00	
	24,77	25,94	33,74	83,38	
	23,65	25,77	33,31	84,64	83,34

Os quadros 20, 21, 22 e 23 mostram os resultados obtidos através do cálculo do Teste-F de duas amostras de variância para os grupos I, II, III, IV.

Quadro 20. Teste-F: duas amostras de variância do grupo I

	Variável 1	Variável 2
Média	91,16817	90,51674
Variância	10,8178	13,9454
Observações	15	15
gl	14	14
F	0,775725	
P(F<=f) uni-caudal	0,320574	
F crítico uni-caudal	0,402621	

Quadro 21. Teste-F: duas amostras de variância do grupo II.

	Variável 1	Variável 2
Média	92,07624	91,5263
Variância	21,82078	24,39168
Observações	15	15
gl	14	14
F	0,894599	
P(F<=f) uni-caudal	0,418929	
F crítico uni-caudal	0,402621	

Quadro 22. Teste F: duas amostras de variância do grupo III.

	Variável 1	Variável 2
Média	97,56616	96,73704
Variância	37,43658	45,35112
Observações	15	15
gl	14	14
F	0,825483	
P(F<=f) uni-caudal	0,362348	
F crítico uni-caudal	0,402621	

Quadro 23. Teste F: duas amostras para variância do grupo IV.

	Variável 1	Variável 2
Média	87,93427	88,50251
Variância	45,52188	39,73595
Observações	15	15
gl	14	14
F	1,145609	
P(F<=f) uni-caudal	0,401401	
F crítico uni-caudal	2,483723	

Os quadros 24, 25, 26 e 27 mostram os resultados obtidos através do cálculo do Teste-T de duas amostras em par para médias dos grupos I, II, III, IV.

Quadro 24. Teste-t: duas amostras em par para médias do grupo I.

	Variável 1	Variável 2
Média	91,16817	90,51674
Variância	10,8178	13,9454
Observações	15	15
Correlação de Pearson	0,524234	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	14	
Stat t	0,406033	
P(T<=t) uni-caudal	0,345428	
t crítico uni-caudal	1,761309	
P(T<=t) bi-caudal	0,690857	
t crítico bi-caudal	2,144789	

Quadro 25. Teste- t: duas amostras em par para médias do grupo II.

	Variável 1	Variável 2
Média	92,07624	91,5263
Variância	21,82078	24,39168
Observações	15	15
Correlação de Pearson	0,967011	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	14	
Stat t	0,858817	
P(T<=t) uni-caudal	0,202453	
t crítico uni-caudal	1,761309	
P(T<=t) bi-caudal	0,404907	
t crítico bi-caudal	2,144789	

Quadro 26. Teste-t: duas amostras em par para médias do grupo III.

	Variável 1	Variável 2
Média	97,56616	96,73704
Variância	37,43658	45,35112
Observações	15	15
Correlação de Pearson	0,836046	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	14	
Stat t	1,630592	
P(T<=t) uni-caudal	0,06263	
t crítico uni-caudal	1,761309	
P(T<=t) bi-caudal	0,12526	
t crítico bi-caudal	2,144789	

Quadro 27. Teste-t: duas amostras em par para médias do grupo IV.

	Variável 1	Variável 2
Média	87,93427	88,50251
Variância	45,52188	39,73595
Observações	15	15
Correlação de Pearson	0,96141	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	14	
Stat t	-1,13838	
P(T<=t) uni-caudal	0,137033	
t crítico uni-caudal	1,761309	
P(T<=t) bi-caudal	0,274066	
t crítico bi-caudal	2,144789	