*Processamento de próteses totais.
Influência de quatro técnicas na alteração
da posição dos dentes artificiais.*

William Barnabé

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia de
Bauru, da Universidade de São
Paulo, como parte dos requisitos
para o título de Mestre em
Odontologia, área de Reabilitação
Oral.

Bauru
2000

*Processamento de próteses totais.
Influência de quatro técnicas na alteração
da posição dos dentes artificiais.*

William Barnabé

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia de Bauru,
da Universidade de São Paulo, como
parte dos requisitos para o título de
Mestre em Odontologia, área de
Reabilitação Oral.

(Edição Revista)

Orientadora: Lucimar Falavinha Vieira

Bauru
2000

Barnabé, William

B252p Processamento de próteses totais. influência de quatro técnicas na alteração da posição dos dentes artificiais.

William Barnabé -- Bauru, 2000.

104p.:il.; 30 cm.

Dissertação. (mestrado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru. USP.

Orientadora: Profa. Dra. Lucimar Falavinha Vieira

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

Assinatura do autor:

William Barnabé

18 de junho de 1967
Goiânia, Go

Nascimento

Wilson Barnabé
Maria de Fátima Diniz Barnabé

Filiação

1986-1990

Curso de Graduação em Odontologia, na
Universidade Federal de Goiás - Faculdade
de Odontologia

1994-96

Curso de Especialização em Prótese
Dentária - Universidade Federal de Goiás -
Faculdade de Odontologia

1995

Auxiliar de Ensino - Universidade Federal
De Goiás - Faculdade de Odontologia
Goiânia

1998-2000

Curso de Pós-Graduação em nível de
Mestrado, área de Reabilitação Oral, na
Faculdade de Odontologia de Bauru da
Universidade de São Paulo

Associações

ABO-Go - Associação Brasileira de
Odontologia, secção Goiás

Dedicatória

Dedico este trabalho

Aos meus pais **Wilson e Fátima**,
por me mostrarem a importância do estudo.

*"Fui mandado à escola para aprender as primeiras letras,
cuja utilidade eu, infeliz, ignorava".*

Santo Agostinho

Ao **destino**, que sempre me reservou inúmeras surpresas

*De fato temer a morte é o mesmo que julgar-se sábio quem não é,
Porque é julgar que sabe o que não se sabe.
Ninguém sabe o que é a morte, nem se porventura,
será para o homem o maior dos bens;
todos a temem, como se soubessem ser ela,
o maior dos males.
Porém, a única coisa que em verdade se sabe,
é que não há para o homem de bem, mal algum,
quer na vida quer na morte,
uma vez que os deuses jamais descuidam do seu destino.*

Sócrates

Agradecimentos especiais

Agradeço primeiramente a **Deus**
pela minha existência, pela proteção recebida
e por todas as coisas que minha alma,
ainda adolescente, não consegue enxergar,
rogando à Nossa Senhora:

*Cubra-me com seu manto de amor
guarda-me na paz desse olhar
cura-me as feridas e a dor
me faz suportar*

*Que as pedras do meu caminho
meus pés suportem pisar
mesmo ferido de espinhos
me ajude a passar*

*Se ficaram mágoas em mim,
mãe, tira do meu coração
e àqueles que eu fiz sofrer
peço perdão*

*Se eu curvar meu corpo na dor
me alivia o peso da cruz
interceda por mim, minha mãe,
junto a Jesus*

*Sempre que o meu pranto rolar
ponha sobre mim suas mãos
aumenta minha fé e acalma
o meu coração*

*Grande é a procissão a pedir
a misericórdia, o perdão
a cura do corpo e pra alma
a salvação.*

Roberto Carlos / Erasmo Carlos

Às minhas irmãs **Marília e Márcia**

Por estarem comigo em mais esta conquista.

Ao Professor e amigo **Célio Umberto**

Jamais esquecerei quem primeiro as mãos me estendeu.

*Nem tampouco poderia me esquecer de suas parábolas e ensinamentos,
que nas horas mais difíceis pareciam ser os únicas a me consolar.*

Aos amigos **Hugo e Ana Helena**

*Obrigado pela amizade, compreensão, carinho e preocupação com o
meu bem-estar, sempre demonstrados pelo desejo de seguirmos
juntos nossos sonhos.*

À **Tatiany**

*Vários sentimentos podem acender uma paixão em um homem,
mas somente atitudes são capazes de mantê-la.*

Aos amigos **Sérgio e Maria Carmem**

*Com a amizade e carinho que recebi, pude transformar esta batalha
em inúmeros e inesquecíveis momentos agradáveis .*

À **Faculdade de Odontologia de Bauru**

*Sob a tutela de seus mestres pude aumentar
meus conhecimentos expandindo, meus horizontes.*

Agradecimentos

À Professora **Dra. Lucimar Falavinha**

*Por ter me recebido amigavelmente, orientando com paciência e respeito,
solicita em sanar meus problemas, sempre demonstrando humanidade e carinho.*

Ao Professor **Dr. Gérson Bonfante**

*Pela atenção dispensada na co-orientação deste trabalho
e pelos ensinamentos do dia-a-dia.*

À **Universidade Federal de Goiás** e à **Faculdade de Odontologia da UFG.**

*Obrigado pelo apoio e incentivo demonstrados, principalmente àqueles que se
sobrecarregaram em suas funções em decorrência do meu afastamento.*

Aos **Professores do Departamento de Prótese da FOB - USP**

*Por se preocuparem com a nossa formação, orientando e transmitindo seus
conhecimentos de maneira incansável e com muito respeito.*

Aos meus **colegas** de mestrado

*Andréa, Anuar, Carlos, Daniela, Juliano, Letícia, Mário, Murilo,
Nélson, Sérgio, Vagner, Vinícius Porto e Vinícius Janson, pela valiosa ajuda
nos momentos difíceis e pelos conhecimentos, transmitidos sem interesse, os quais
foram relevantes na minha formação profissional, docente e pessoal. Em especial
ao **Juliano, Mário e Nélson** com quem estive mais próximo, dando início a uma
boa amizade.*

Aos meus **colegas** de doutorado

*Obrigado pela maneira atenciosa com que me receberam e pelas lições de ciência repassadas. Em especial ao **Matterson**, com quem pude aprender muito sobre a arte de viver e ao **Luiz**, que se mostrou sempre um incansável companheiro.*

À Ângela

Pela amizade demonstrada nos momentos de dificuldade e pelo zelo na formatação deste trabalho.

Aos funcionários da **Biblioteca**

Por terem me recebido de maneira muito especial, com sorriso e de braços abertos, sempre prontos a ajudar.

Aos funcionários da **FOB**

*Pela ajuda e carinho que tornaram mais leve a execução dos meus trabalhos, em especial ao **Reivanildo**, **Ângela** e **Dota**, sem os quais seria impossível a realização deste trabalho e à **Ana** e **Cleusa** pela dedicação e paciência.*

Ao professor **Lauris**, pela ajuda na estatística deste trabalho e à professora **Eloísa**, pelas correções ortográficas e gramaticais.

À CAPES

Pelo apoio financeiro, sem o qual não poderia ter desenvolvido este trabalho.

Sumário

Lista de Figuras.....	xiv
Lista de Tabelas	xiv
Lista de Quadros.....	xv
Lista de Gráficos.....	xv
Lista de Esquemas.....	xiv
Resumo.....	xvi
1 Introdução.....	1
2 Revisão da literatura.....	6
3 Proposição.....	41
4 Material e Métodos.....	43
4.1 Material.....	44
4.2 Métodos.....	45
4.2.1 Preparo das matrizes.....	45
4.2.1.1 Obtenção dos modelos de gesso.....	45
4.2.1.2 Obtenção das próteses totais em cera.....	45
4.2.2 Pontos de mensuração.....	47
4.2.3 Mensuração das amostras.....	48
4.2.4 Primeira mensuração.....	49
4.2.5 Divisão dos grupos.....	49
4.2.6 Inclusão dos modelos.....	51
4.2.7 Eliminação da cera.....	53
4.2.8 Preenchimento e prensagem das muflas.....	53
4.2.9 Procedimentos de polimerização.....	56
4.2.10 Segunda mensuração.....	58
4.3 Análise estatística	58

5 Resultados.....	59
6 Discussão.....	68
7 Conclusão.....	83
Referências Bibliográficas.....	85
Abstract.....	94
Anexos.....	96

Listas

Lista de Figuras

Figura 1: modelos de gesso.....	45
Figura 2: próteses em cera.....	45
Figura 3: matriz de silicona superior.....	46
Figura 4: matriz de silicona inferior.....	46
Figura 5: dentes superiores posicionados na matriz.....	46
Figura 6 : dentes inferiores posicionados na matriz.....	46
Figura 7: mufla de microondas adaptada para injetora de acrílico.....	50
Figura 8 : injetora de acrílico.....	55

Lista de Tabelas

Tabela 1: diferenças entre as medidas iniciais e finais para os modelos inferiores.....	61
Tabela 2: diferenças entre as medidas iniciais e finais para os modelos superiores.....	62
Tabela 3: médias e desvio padrão das médias.....	63
Tabela 4: análise de variância a três critérios.....	64
Tabela 5: comparação entre as médias das técnicas (T): T1,T2,T3,T4.....	65
Tabela 6: comparação entre as médias das seis medidas avaliadas.....	66
Tabela 7: médias das distâncias superiores e inferiores, obtidas nas quatro técnicas, antes e depois do processamento.....	80

Lista de Quadros

Quadro 1: lista de materiais, marcas comerciais e fabricantes.....	44
Quadro 2: divisão dos grupos correspondente às quatro técnicas estudadas.....	51
Quadro 3: procedimentos de polimerização.....	57
Quadro 4: medidas individuais e médias inferiores antes do processamento para a técnica 1.....	97
Quadro 5: medidas individuais e médias inferiores antes do processamento para a técnica 2.....	97

Quadro 6: medidas individuais e médias inferiores antes do processamento para a técnica 3.....	98
Quadro 7: medidas individuais e médias inferiores antes do processamento para a técnica 4.....	98
Quadro 8: medidas individuais e médias superiores antes do processamento para a técnica 1.....	99
Quadro 9: medidas individuais e médias superiores antes do processamento para a técnica 2.....	99
Quadro 10: medidas individuais e médias superiores antes do processamento para a técnica 3.....	100
Quadro 11: medidas individuais e médias superiores antes do processamento para a técnica 4.....	100
Quadro 12: medidas individuais e médias inferiores depois do processamento para a técnica 1.....	101
Quadro 13: medidas individuais e médias inferiores depois do processamento para a técnica 2.....	101
Quadro 14: medidas individuais e médias inferiores depois do processamento para a técnica 3.....	102
Quadro 15: medidas individuais e médias inferiores depois do processamento para a técnica 4.....	102
Quadro 16: medidas individuais e médias superiores depois do processamento para a técnica 1.....	103
Quadro 17: medidas individuais e médias superiores depois do processamento para a técnica 2.....	103
Quadro 18: medidas individuais e médias superiores depois do processamento para a técnica 3.....	104
Quadro 19: medidas individuais e médias superiores depois do processamento para a técnica 4.....	104

Lista de Gráficos

Gráfico 1: comparação entre técnicas e medidas.....	67
Gráfico 2: comparação entre as médias e média geral das quatro técnicas.....	72
Gráfico 3: contração média das seis distâncias.....	79
Gráfico 4: média das distâncias superiores e inferiores, obtidas nas quatro técnicas, antes e de processamento.....	81

Lista de Esquemas

Esquema 1: localização dos pontos de mensuração no arco superior e inferior.....	48
Esquema 2: localização das medidas aferidas no arco superior e inferior.....	48

Resumo

Viver é a única coisa que não dá
para deixar para depois.

Gutemberg Guarabira

Resumo

O processamento de resinas acrílicas utilizadas na confecção de bases de prótese envolve alterações dimensionais e distorções da base e movimentação dos dentes artificiais que podem levar à não utilização das próteses por desadaptação, dificuldade de engrenamento dos dentes e estética. Esse estudo avaliou a relação entre a movimentação dos dentes artificiais com os procedimentos de inclusão, prensagem e polimerização das bases de próteses totais. Foram utilizadas 64 amostras, divididas em quatro grupos de 16 (8 inferiores e 8 superiores) que receberam o seguinte tipo de inclusão, prensagem e processamento: a) grupo 1: neste grupo todas as amostras foram incluídas em muflas reforçadas de fibra de vidro, com muralha de silicone, prensagem por uma hora e polimerização em microondas, b) grupo 2: neste grupo todas as amostras foram incluídas em muflos metálicos, com muralha de silicone, prensagem por 12 horas e polimerização em banho de água, utilizando o ciclo de curta duração, c) grupo 3: neste grupo todas as amostras foram incluídas em muflas reforçadas de fibra de vidro, adaptadas para injetora de acrílico, com muralha de gesso pedra e polimerização em microondas, uma hora após a injeção do molde e d) grupo 4: neste grupo todas as amostras foram incluídas em muflos metálicos, com muralha de silicone, prensagem por uma hora e polimerização em banho de água, utilizando o ciclo de curta duração. Com os resultados obtidos podemos concluir que: a) todas as amostras sofreram contração após o processamento, b) a técnica com menor movimentação dos dentes artificiais foi a técnica 1, que apresentou diferença estatisticamente significativa em relação às demais c) quando comparados os arcos superiores e inferiores, independente da técnica e das medidas avaliadas, não se percebeu diferença estatisticamente significativa d) O tempo de prensagem, após a inclusão e antes da polimerização das próteses, interferiu na movimentação dos dentes artificiais e e) a medida que apresentou maior alteração foi a distância entre os molares, com diferença estatisticamente significativa com as demais.

Palavras-chave: resina acrílica, Injetora de acrílico, movimentação de dentes, dentes artificiais, prótese total.

Introdução

Amor ao conhecimento

Tudo se derivou de uma curiosidade inicial,
e de tentativa em tentativa,
o leque dos interesses humanos
foi se ampliando,
procurando satisfazer o que era conhecido,
por razão dos homens
e que hoje denominamos: FILOSOFIAS

1 Introdução

Quando se realiza uma reabilitação oral, procura-se devolver ao sistema estomatognático condições aceitáveis para que este realize suas funções básicas de mastigação, fonação, deglutição, estética e outras. A finalidade de uma reabilitação oral é, portanto, devolver ao sistema estomatognático o equilíbrio funcional e estético através de uma interação biomecânica de suas estruturas⁵⁰.

Nas reabilitações orais com próteses totais um ponto importante a ser considerado é o posicionamento dos dentes artificiais durante a execução dos trabalhos. Em primeiro lugar porque este posicionamento afeta o engrenamento dos dentes e, conseqüentemente a oclusão, que contribui para o perfeito funcionamento das funções básicas do sistema estomatognático, além de ter um papel importante no conforto e na utilização destas próteses pelos pacientes. Em segundo lugar porque é através do correto posicionamento dos dentes que conseguimos devolver a estética ao paciente.

Uma prótese total é constituída de dentes artificiais que são montados em uma base. A base da prótese total é responsável pela retenção, estabilidade e distribuição das forças mastigatórias para o rebordo remanescente. Sua confecção é, portanto, de fundamental importância para se conseguir uma perfeita adaptação, sem que ocorra alteração na posição dos dentes, importante para que os requisitos de estética, função, conforto e

oclusão, ideais nos trabalhos de reabilitação, possam ser conseguidos^{11,35,61,62,63}.

A confecção das próteses totais baseia-se em uma série de fases clínicas e laboratoriais seqüenciais e interligadas, de modo que o erro em uma destas fases pode inviabilizar o restante do trabalho^{40,56}.

Para SAIZAR^{57,58}, todo trabalho que envolve fase laboratorial deve ter um embasamento biológico, o que pode ser conseguido através da estreita cooperação entre o cirurgião-dentista e o técnico em prótese dentária.

Durante a confecção dessas próteses, devido à utilização de uma série de materiais, ocorrem, em maior ou menor grau, alterações dimensionais no trabalho final, como modificações nas posições relativas dos dentes e alteração da dimensão vertical, que vão ter conseqüências na oclusão e nos movimentos mandibulares⁴².

Desde a introdução das resinas acrílicas para uso na odontologia, por volta de 1937, estudos contínuos têm sido feitos na tentativa de modificar seu processamento, melhorando assim a estrutura final⁴⁷.

Tradicionalmente a técnica de processamento das bases de próteses totais é feita através de uma massa de monômero e polímero, a qual é acomodada e comprimida em uma mufla metálica e depois polimerizada em banho de água^{61,62,63}.

TAYLOR⁶⁸, em 1941, fez considerações sobre a resina acrílica de próteses totais, sugerindo que, durante a inclusão na mufla fossem utilizados gesso paris e gesso pedra a fim de diminuir as alterações das posições dos dentes.

SAIZAR⁵⁸, em 1950, reconhecendo que as próteses totais apresentaram alterações dimensionais e oclusais, aconselhava uma desinclusão cuidadosa a fim de que os modelos pudessem ser remontados e ajustados no articulador.

As siliconas passaram a ser utilizadas em substituição à muralha de gesso-pedra em volta dos dentes, visando à maior facilidade de desinclusão e acabamento das próteses totais. TUCKER⁶⁹, em 1971, comparando os dois sistemas de processamento, não verificou mudanças estatisticamente significativas entre gesso-pedra e as siliconas.

A utilização do método de polimerização por microondas é outro avanço no processamento de próteses totais, embora esta técnica já tenha sido descrita por NISH⁴⁴, em 1968. Segundo o seu experimento, o tempo de polimerização foi diminuído e a porosidade e as propriedades físicas foram semelhantes à aquelas encontradas no método convencional de polimerização.

O processo de injeção do polimetilmetacrilato para confecção de bases de prótese foi introduzido por PRYOR⁵¹, em 1942, na tentativa de reduzir a contração da resina durante o processo polimerização.

Segundo CRAIG¹⁴, em 1997, a prensagem das próteses com resina nas fases anteriores à plástica permite melhor escoamento por apresentar menor

viscosidade. Entretanto, existe um aumento da porosidade, devido à maior concentração de monômero livre. Quando a prensagem é feita após a fase plástica ocorre deficiência na reprodução dos detalhes, possibilidade de aumento da posição vertical pela dificuldade de fechamento da mufla, além de movimentação ou fratura dos dentes.

A utilização da injetora de acrílico permite que a resina acrílica possa ser trabalhada o mais próximo possível da fase plástica, sendo injetada dentro da mufla fechada sob uma pressão contínua durante todo o processo, proporcionando próteses mais precisas.

Diante dos aspectos observados e devido à falta de estudos na associação entre injetora de acrílico e a técnica de microondas, este estudo visa a comparar a movimentação dos dentes durante os procedimentos de inclusão, prensagem e polimerização por meio de quatro técnicas distintas: duas pelo método convencional, uma pelo método de microondas e uma através da associação do uso de injetora de acrílico com microondas.

Revisão da Literatura

É difícil precisar o instante,
se é que houve um,
em que a história do pensamento começou.
Seria essa uma empreitada arriscada,
já que em ciência,
passado, presente e futuro,
se confundem entre
o relativo e o absoluto.

2 Revisão da Literatura

TAYLOR⁶⁸, em 1941, avaliou a adaptação de próteses com relação aos diferentes materiais com que eram confeccionadas e com relação à pressão exercida durante os procedimentos de prensagem. Avaliou a adaptação do bordo posterior de bases feitas com resina acrílica, com fenol formaldeído e com borracha. Ao avaliar os resultados dos materiais, considerou o acrílico tão bom quanto o fenol formaldeído, mas ambos inferiores à borracha. Verificou também que uma quantidade adequada de material deve ser utilizada durante a inclusão na mufla. Com relação à pressão exercida durante os procedimentos de prensagem, as amostras que foram submetidas a pouca pressão mostraram maior grau de desadaptação no bordo posterior. O autor conclui ainda que a força exercida durante a prensagem deve ser adequada e mantida até que ocorra a completa polimerização do material.

PRYOR⁵¹, em 1942, em experimentos laboratoriais de próteses realizadas por método de injeção dos moldes, em experimentos montados no articulador, concluiu que com esta técnica era possível obter próteses resistentes, com pouca porosidade, com boa adaptação do bordo posterior e pequena alteração oclusal.

Neste mesmo ano, **PEYTON; MANN**⁴⁶, analisaram algumas propriedades físicas das resinas acrílicas e estireno-acrílicas. Dentre elas, as alterações lineares ocorridas 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. Os autores acreditavam que as propriedades das resinas pudessem ser satisfatórias na medida em que fossem utilizadas com discernimento, estando relacionado, seu sucesso, principalmente à experiência de quem irá processá-las, bem como as suas propriedades físicas.

SKINNER; COOPER⁶³, em 1943, investigaram a contração que ocorria nas bases de prótese confeccionadas com 5 resinas de uso corrente na odontologia. Quatro dessas resinas eram compostas por metilmetacrilato e uma delas continha um copolímero à base de vinil aceto-clorídrico. Examinando os resultados verificaram que a menor contração linear foi observada na resina que possuía como base 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 polímero. Os autores ainda pesquisaram o tipo de prensagem por compressão e por injeção e não observaram diferenças significativas nos valores de contração.

HARMAN²⁴, em 1949, relatou que as principais propriedades das bases de prótese são fidelidade dimensional, estabilidade e resistência. Estudou os efeitos do tempo e temperatura na polimerização das bases de resina 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 min;

c) 71°C por 2 horas e meia, fervendo por 15 minutos.

Após a obtenção dos corpos de prova, seccionou-os em 2 partes, colocou metade das amostras em água destilada a 37°C e a outra metade em um dessecador na temperatura ambiente. 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, o qual praticamente se manteve até o final do experimento. As amostras armazenadas no dessecador perderam peso e tiveram alteradas sua estabilidade dimensional.

SKINNER⁶¹, em 1949, em uma revisão das características físico-químicas das resinas, afirmou que estas sofrem contração durante o processo de polimerização, não apenas por causa da polimerização do monômero, mas devido ao aumento da temperatura 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.

MAHLER³⁷, em 1951, conduzindo um estudo entre dentistas e técnicos de laboratório, revelou que um aumento da dimensão vertical de 0,5 a 1,0mm poderia ser esperado após a prótese ser polimerizada. Um aumento menor da dimensão vertical poderia ocorrer em poucos casos após o processamento. Aumentos mais severos, em torno de 2,0 a 3,0mm, também poderiam

acontecer. Embora aumentos de 2,0 a 3,0mm possam parecer muito grandes, esta medida é decorrente da somatória das alterações ocorridas em cada arcada e não representam uma alteração tão significativa na posição dos dentes. Um aumento, por exemplo, de dimensão vertical em torno de 1mm no articulador representaria uma alteração no posicionamento dos dentes de 0,25 a 0,5mm se as próteses forem analisadas individualmente. Nesse mesmo trabalho, **MAHLER**³⁷ avaliou os efeitos da pressão interna nas muflas durante o procedimento de prensagem da resina acrílica na técnica convencional. Segundo o autor, ao final do fechamento da mufla existe uma resistência interna ao escoamento devido à viscosidade da resina acrílica, provocando uma grande distribuição de estresse na prótese antes da polimerização. A manifestação prática dessa condição desigual de estresse é a movimentação de alguns dentes artificiais, mais que outros.

GRUNEWALD et al.²¹, em 1952, 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 oito 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 d) à não utilização de prensa com molas durante a polimerização da resina, o que possibilitaria a expansão do gesso.

De acordo com **WOELFEL; PAFFENBARGER**⁷², em 1959, as alterações dimensionais que ocorrem durante a fabricação das dentaduras de resinas acrílicas são devidas às propriedades físicas básicas e aos procedimentos de inclusão. Pela mesma razão, muitas técnicas novas são incapazes de produzir próteses mais estáveis ou satisfatórias do que as dentaduras prensadas. A quantidade linear do processo de contração que ocorre na extensão de molar a molar é usualmente de 0,3mm. Esta alteração ocorre antes da entrega da prótese ao paciente, normalmente quando a dentadura é demuflada. As mudanças dimensionais que ocorrem na clínica deve-se principalmente à absorção de água pela resina. A expansão pela absorção de água embora pequena, é usualmente menor que 0,2mm, compensando em parte a contração na cura. As resinas corretamente processadas não apresentam alterações dimensionais significativas após os 3 primeiros meses do processamento. Todas as mudanças que ocorrem nas dentaduras de resinas acrílicas são, portanto, de pequena magnitude sendo, por isso, difíceis de serem detectadas clinicamente. A perda, a dor, ou a completa insatisfação, no uso das próteses artificiais são atribuídas principalmente à outras causas, e não ao empenamento ou a distorções das bases.

WOELFEL *et al.*⁷³, em 1960, avaliaram as alterações dimensionais de 183 próteses feitas com oito resinas acrílicas (algumas com copolímeros e ligações cruzadas), resina epóxica, resina vinílica e poliestireno. As alterações foram determinadas mediante: 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 resinas convencionais, processadas por técnicas usuais de compressão, são tão estáveis com relação à dimensão vertical quanto aquelas quimicamente modificadas. As maiores alterações ocorreram quando as próteses foram removidas do interior da mufla.

MARCROFT *et al.*³⁹, em 1961, avaliaram o desempenho de uma técnica experimental utilizando uma muralha de borracha, de silicona de moldagem, na inclusão de próteses totais. Segundo os autores, esse processo permite a obtenção de superfícies de acrílico mais limpas e com melhor reprodutibilidade de detalhes, minimizando o tempo gasto no acabamento e polimento, quando comparado ao método tradicional de inclusão em gesso. Além de produzir próteses livres de gesso, a técnica de inclusão com muralha de silicona demonstrou melhores resultados com relação ao relacionamento oclusal dos dentes. Os resultados das alterações oclusais foram comparados com a técnica de inclusão em gesso tipo II (comum) e com a de inclusão em molde total de borracha de silicona.

GRANT²³, em 1962, pesquisou os fatores que poderiam provocar a movimentação dos dentes artificiais no processamento de próteses totais. Em seu trabalho o autor procurou isolar os possíveis efeitos da inclusão em gesso na movimentação dos dentes antes da polimerização da resina acrílica. Um dispositivo de aferição composto por hastes foi acoplado aos dentes e ao modelo de gesso traspassando a mufla, permitindo a mensuração das movimentações durante o vazamento e presa do gesso. Os resultados levaram o autor às seguintes conclusões a) o primeiro vazamento - fixação dos modelos - não afetou a posição dos dentes em relação ao modelo aos quais estavam encerados; b) o segundo vazamento (preenchimento completo da mufla) afetou a posição dos dentes em relação ao modelo; c) a movimentação dos dentes durante a inclusão em gesso é causada pela expansão de presa do gesso e não pela expansão térmica da cera produzida pela reação exotérmica da presa do gesso; d) a movimentação dos dentes pode ser minimizada pela utilização de grampos fixando as duas metades das muflas após o segundo vazamento, a menos que uma matriz de gesso tenha sido colocada ao redor dos dentes antes do preenchimento completo da mufla com gesso.

ANTHONY; PEYTON³, 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 as 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 autopolimerizável, em relação às termopolimerizáveis. 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 adaptação.

A polimerização das resinas convencionais requer no mínimo duas horas e trinta minutos (uma hora e trinta minutos a 70°C e posteriormente uma hora a 100°C). Pensando em economizar esse tempo e prevenir porosidades internas, bem como aumentar o grau de polimerização, **NISHI**⁴⁴, em 1968, descreveu um novo método introduzindo a energia de microondas para o processamento de resinas acrílicas. Esse método com aplicação de irradiação de microondas é chamado "método de aquecimento dielétrico", no qual o imediato aquecimento conseguido faz com que ambas as superfícies e partes profundas se aqueçam rápida e uniformemente. Em seu trabalho utilizou amostras de resinas convencionais termopolimerizáveis de 65x13x9mm, onde verificou a geração de porosidade com irradiação de microondas durante nove minutos. Em relação às propriedades físicas os tempos de irradiação variaram de 9, 10, 11 e 12 minutos, foram avaliados quanto à absorção de água, à dureza, a resistência à tração, à resistência da curva transversa, à deflexão transversal, à repetição da deflexão transversal, à retenção de dentes artificiais e à adaptabilidade da base. Após a análise dos resultados o autor concluiu que:

1) Uma cura livre de porosidade foi obtida com uma mufla perfurada, diminuindo a energia de alta- frequência.

2) As propriedades físicas das resinas processadas seguindo-se 11 minutos de irradiação foram tidas tão satisfatórias como aquelas com técnicas normais de banho de água, indicando que o método de microondas com menor tempo de irradiação mostra-se similar ao convencional.

Experimento avaliando as alterações na dimensão vertical foi realizado por **TUCKER; FREEMAN**⁶⁹, em 1971, com dois métodos de inclusão: no grupo I foi utilizada uma mistura de gesso tipo II (Paris) com gesso tipo III na proporção de 1:1 e no grupo II, uma muralha de silicona revestida pela mistura de gesso tipo II e gesso tipo III. Segundo os autores, apesar da média das diferenças no aumento da dimensão vertical ter sido maior quando utilizada a silicona (1,2 mm para o gesso e 1,7 mm para a silicona), esses dados não foram estatisticamente significantes. Entretanto, observaram que a silicona apresentou várias vantagens com relação ao gesso, já que diminuiu o tempo de acabamento e polimento das próteses.

CARVALHO¹⁰, 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 essas alterações 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 se 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, em temperatura ambiente; e) a prótese, após retirada da mufla, deveria ser mantida em água.

REISBICK⁵², em 1972, avaliou a influência do material de inclusão na adaptação das bases de próteses totais confeccionadas pela método de polimerização em banho de água, com resina acrílica termopolimerizável convencional. Como a presença dos dentes poderiam influenciar na adaptação da resina acrílica, o estudo foi elaborado sem a presença dos mesmos. Foram confeccionados 20 corpos de prova compostos apenas pela porção relativa à base das próteses, dos quais metade foram incluídos em muflas preenchidas completamente por gesso e a outra metade por uma camada uniforme de silicona recoberta por gesso. A adaptação das peças foi verificada após a secção das bases juntamente com seus respectivos modelos de gesso, em pontos previamente determinados, e os desajustes aferidos em microscópio de mensuração. Diante dos resultados o autor concluiu que as bases de próteses totais polimerizadas em revestimento com camada de silicona recoberta por gesso apresentaram, de modo geral, adaptação significativamente melhor que as polimerizadas em revestimentos de gesso.

Segundo **MUENCH; UETI**⁴², em 1974, além da contração de polimerização, também o material de inclusão influi nas modificações das posições dos dentes em uma prótese total. Nesse trabalho foram avaliados

dois tipos de material de inclusão: o gesso tipo III para o método convencional e a massa-base de Silicomolde para o método da camada de silicona. Para cada método foi utilizada uma marca de resina termicamente ativada. Os autores relataram que não foram encontradas diferenças significativas nas alterações dimensionais, segundo as direções horizontais para as arcadas. O mesmo foi encontrado para a dimensão vertical, embora exista uma tendência de menor aumento na técnica de isolamento com silicona. Os autores estudaram também a alteração dimensional de espécimes confeccionados em resina acrílica utilizando-se de dois métodos de inclusão: muralha de gesso, e muralha de silicona mais preenchimento com gesso. Os espécimes foram confeccionados com 53mm de diâmetro externo e 3mm de espessura com forma de disco perfurado, onde a perfuração interna apresentava diâmetros variados. Foi utilizada resina acrílica termopolimerizada convencional e os resultados levaram os autores a concluir que o uso de ambas as técnicas de inclusão são semelhantes quanto às alterações dimensionais da resina acrílica.

ZAKHARI⁷⁵, em 1976, avaliou a influência do material de inclusão nas alterações da dimensão vertical e movimentações dos dentes artificiais após o processamento de 80 próteses totais de pacientes de uma clínica universitária. Uma matriz de gesso com o molde das superfícies oclusais de cada prótese foi utilizada como meio para avaliação das alterações das posições dos dentes artificiais. As próteses foram processadas da maneira usual e termopolimerizadas pelo ciclo curto. Segundo o autor, embora o aumento na dimensão vertical das próteses processadas com diferentes materiais de

inclusão tenha sido em média menor que 1 mm, os melhores resultados foram apresentados pelas próteses incluídas em gesso tipo II, com as superfícies oclusais dos dentes artificiais cobertas por gesso tipo IV., onde a associação de gesso tipo IV e gesso tipo II minimizou as alterações na dimensão vertical e oclusais da próteses totais.

BECKER; SMITH; NICHOLLS⁵, em 1977, avaliaram as alterações dimensionais que ocorrem devido ao processo de inclusão. Incluíram também em seus estudos a quantidade e direção de contração dos bordos e distorção palatal e a quantidade e direção do deslocamento dos dentes. Em seu experimento vinte sete modelos de maxilares foram feitos, e processados, nove para cada método e elaborados de acordo com os fabricantes. Os métodos utilizados foram:

- Trupour Fluid Resin System
- Técnica do silicone- gesso
- Técnica comum do gesso

A segunda e terceira técnicas foram feitas em ciclo longo (73⁰C, durante nove horas), sendo demuflados após o resfriamento.

Após as análises dos resultados, os autores concluíram que todos os processos demonstraram mudanças tridimensionais na posição dos dentes e na superfície interna da dentadura. Nenhum dos processos testados aparece como superior a outras técnicas. Os critérios de escolha de uma técnica podem ser baseados na manipulação, na quantidade e custo de equipamento

especializados necessários, no tempo requerido e na familiaridade com uma ou mais técnicas.

ZANI; VIEIRA⁷⁸, em 1979, estudaram a influência da utilização da muralha de silicona na movimentação dos dentes das próteses durante o processamento. As amostras utilizadas foram próteses totais superiores contendo dentes de acrílico com pontos de referências localizados no interior dos segundos molares e incisivo central esquerdo por meio de um fio metálico. Os resultados mostraram que houve uma tendência geral para redução das distâncias entre os molares e entre estes e o incisivo central esquerdo. Os resultados revelaram, também, que o uso de silicona tornou a demuflagem mais rápida, a superfície de acrílico mais lisa, uniforme e com menor quantidade de resíduos de gesso resultantes de inclusão.

MAINIERI et al.³⁸, em 1980, avaliaram a movimentação dos dentes artificiais e alteração da dimensão das bases de próteses totais processadas com dois métodos de inclusão. Dez próteses totais foram montadas utilizando um posicionador para padronização da localização dos dentes artificiais de porcelana sobre a base da prótese. Metade das próteses foi incluída em muflas revestidas apenas por gesso. A outra metade foi revestida por uma camada de silicona e incluída em gesso. Todas as próteses foram processadas com resina acrílica termopolimerizável em calor úmido. Apesar do número reduzido de amostras, os autores não encontraram diferenças significativas entre os dois grupos com relação à dimensão vertical e desadaptação das bases das

próteses. Entretanto, os resultados indicaram um ligeiro deslocamento dos dentes em direção ao palato na técnica de inclusão com camada de silicone.

KIMURA et al.³¹, em 1983, avaliaram a polimerização de resinas termopolimerizáveis, incolor e rosa, em diferentes proporções, através do método de energia de microondas. As amostras foram confeccionadas na proporção de 2/1, 4/1 e 3/1 pesando respectivamente 7, 15 e 21g. Essas amostras foram submetidas à polimerização durante 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 e 40seg. antes da resina ser incluída. O tempo que a resina gastava para atingir a fase plástica foi avaliado e os autores perceberam que as microondas formavam uma massa de resina mais homogênea, além de reduzir o tempo de espera para a resina atingir a fase plástica. As potências utilizadas para a polimerização foram de 200W e 500W. Foi avaliada a adaptação das bases das próteses curadas com energia de microondas e comparadas ao método de banho de água. Como resultados, os autores afirmam que: a) em temperatura ambiente a mistura monômero-polímero atinge a fase plástica em torno de 2,0 a 3,0 min e com o uso de microondas a mistura fica mais homogênea e o tempo de espera é menor; b) quanto maior o peso da mistura polímero-monômero, maior será o tempo necessário para que ela atinja a fase plástica; c) a adaptação das bases das próteses curadas por energia de microondas foi melhor que aquelas polimerizadas em banho de água; d) os dentes de resina acrílica e de porcelana não sofreram fratura, assim como a cor da resina não se alterou quando as amostras foram submetidas à energia de microondas; e) os moldes em gesso tipo III não sofreram nenhuma alteração dimensional e

quanto à porosidade das resinas curadas por 3 min, a que apresentou menor porosidade foi aquela refrigerada a ar (20°C); os grampos de Cr-Co não alteraram a polimerização e a porosidade nas amostras.

GARFUNKEL²⁰, em 1983, compara as alterações dimensionais de dentaduras processadas pelo sistema de injeção sob pressão e de dentaduras processadas pelo método de compressão. Dez jogos de próteses superiores e inferiores foram processados, (5 de cada método), sendo que todos passaram pelo processo de cura padrão em banho de água. A autora encontrou nos resultados um aumento na dimensão vertical, após a remontagem, duas vezes maior no método de injeção-pressão do que no método de compressão. Verificou também um aumento da distância do incisivo central ao primeiro molar pelo método de injeção, e uma diminuição desta distância pelo método de compressão, tanto na mandíbula quanto na maxila. Quando comparada a distância entre molares os resultados foram os mesmos dos resultados anteriores. De um modo geral as próteses processadas pelo método injeção-pressão mostraram menores alterações na posição dos dentes no sentido horizontal e diagonal do que aquelas processadas pelo método de compressão. Contudo, o método de injeção-pressão mostrou maiores alterações no sentido vertical.

Dando prosseguimento aos seus estudos, **KIMURA et al.**³², em 1984, investigaram a adaptabilidade das bases de próteses polimerizadas por energia de microondas. Para o experimento elaboraram muflas plásticas 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 à energia de microondas por 2,5 minutos a 200W e 500W. 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 polimerizadas por microondas mostraram melhor adaptabilidade que as polimerizadas pelo método convencional, e esta propriedade pareceu estar menos influenciada pelo tipo de armazenagem, em relação à resina convencional. As bases cuja espessura na região sobre o rebordo era de 3,5 a 4,5mm sofreram maior distorção na região do palato do que aquelas em que a espessura máxima atingia 3mm. Em ambos os casos a desadaptação foi maior na região do palato e na região dos bordos do que nas regiões sobre o rebordo. Em todas as situações, as bases polimerizadas pelo microondas mostraram melhor grau de adaptabilidade.

REITZ *et al.*⁵³, em 1985, 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 25 x 12 x 2,5mm foram processados em banho de água por 8 horas a 73°C, e outros dez processados em forno de microondas a 400W por 2,5 minutos de

cada lado da mufla. A avaliação de dureza, resistência transversal e porosidade não foram significativamente diferentes para os dois grupos. Para melhor avaliar a porosidade os autores prepararam amostras mais espessas. Foram confeccionados mais de 20 corpos medindo 3 x 1 x 1mm, 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 90W 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 o tempo de irradiação houve redução significativa da porosidade em secções mais espessas de resina.

POLYZOIS *et al.*⁴⁹, em 1987, com o objetivo de examinar e comparar a mudança da estabilidade linear propôs o exame de três resinas termopolimerizáveis de polimerização rápida com uma de polimerização convencional e uma resina de alto impacto. Os materiais foram processados conforme as instruções dos fabricantes. Vinte e cinco enceramentos foram feitos, cinco para cada resina. Quatro distâncias na base das próteses e três nos dentes foram escolhidas para a medição, sendo que as medidas foram feitas antes da inclusão. Todos os valores foram calculados com essas medidas como ponto inicial. Medidas adicionais foram feitas : após a polimerização antes da demuflagem, após a demuflagem, e após o armazenamento em água destilada durante uma semana. Os resultados mostraram que não só as cinco resinas produziram contração, mas também as

medições entre os dentes a apresentaram . A contração linear das bases das dentaduras e as distâncias entre os dentes foram menor que 0,5mm e 0,2mm, respectivamente. Embora as mudanças lineares fossem clinicamente insignificantes, estudos clínicos devem ser conduzidos para estabelecer a correlação com os achados de laboratório.

DE CLERCK¹⁵, em 1987, propôs e patenteou um método de polimerização em microondas . Partindo da hipótese de que se o calor para a quebra da molécula do peróxido de benzoíla, até que surjam radicais livres, pode ser criado dentro da resina, a temperatura fora da mufla pode permanecer fria. O calor de polimerização pode ser dispersado mais eficientemente e a polimerização pode ser mais rápida com menor risco de porosidade. Além disso, essa técnica elimina o tempo necessário para transferir o calor do forno ou da água através das várias estruturas, como a mufla, o gesso e a própria resina. Com este propósito, o microondas pode ser usado para criar calor dentro da resina por meio de ondas eletromagnéticas produzidas por um gerador chamado magnetron. Os fornos domésticos usam uma frequência de 2450 megahertz, que possui um comprimento de onda de 12cm. As moléculas de polimetilmetacrilato são capazes de se orientar dentro desse campo e sua direção muda quase cinco bilhões de vezes por segundo. Consequentemente, numerosas colisões intermoleculares ocorrem e causam rápido aquecimento. Como as microondas não passam através do metal, muflas convencionais não podem ser utilizadas, necessitando-se de muflas especialmente fabricadas. A

polimerização da resina acrílica, tradicionalmente, pode ser feita de duas formas:

- 1) Programa de longa duração, com temperatura constante em forno de ar ou água por 8 a 10 horas a 70°C (160F).
- 2) Programa de curta duração subindo a temperatura da água por uma hora ou uma hora e trinta minutos até alcançar 70°C e mais 30 minutos a uma hora a 100°C (212F).

Em ambos os procedimentos o objetivo é polimerizar a resina sem porosidade na prótese. A polimerização depende do monômero iniciar a união ao polímero com radicais livres. A quantidade de radicais livres é reduzida como resultado da polimerização e isso dificulta trazer o monômero e os radicais livres juntos porque o calor disponível é estável. Se há aumento da temperatura, as moléculas movem-se mais rápido possibilitando novos encontros de monômero e radicais livres, tornando mais completa a polimerização. No método convencional, o aumento da temperatura aumenta somente no final do ciclo de cura, na tentativa de promover novos encontros entre radicais livres e monômero. No entanto, esse procedimento não é suficiente para eliminar todo o monômero do interior da resina, o que diminui em alguma proporção o grau de polimerização final. Na polimerização por microondas a ação do aparelho se dá somente sobre o monômero e à medida que se processa a polimerização existem menos moléculas de monômero para absorver a mesma energia, o que as torna altamente reativas, aumentando o grau de polimerização. Isso é importante para regular um programa de polimerização que leve a uma polimerização mais completa, e mostra que a

diferença do monômero residual entre a forma clássica e o método de microondas reside na forma pela qual as moléculas de monômero são movidas dentro da rede de moléculas de polímero. No método convencional, as moléculas de monômero são movidas por choques térmicos recebidos de outras moléculas. Elas são passivamente movidas e seus movimentos são apenas consequência do outro lado aquecido. No método de microondas, as moléculas de monômero são positivamente movidas por uma alta frequência de um campo eletromagnético. Seus movimentos são causados por aquecimento interno e o calor é apenas consequência de seus movimentos. A cura por microondas pode ser afetada pelo volume de gesso, quantidade de água no gesso, relação pó-líquido da resina, condução térmica da mufla, e a translucência do material da mufla. As resinas processadas por microondas possuem pouco monômero residual e as mesmas propriedades físicas da resinas polimerizadas convencionalmente.

GHAZALI; GLANTZ; RANDOW²², em 1988, avaliaram a deformação funcional de bases de próteses superiores, bem como analisaram o julgamento de pacientes a respeito das próteses, utilizando 3 diferentes tipos de materiais para base de dentaduras processadas por 2 técnicas diferentes: compressão e injeção-pressão. Na análise dos resultados notou-se que todas as dentaduras tinham a mesma forma, ou quando apresentavam variações estas não podiam ser detectadas pelos pacientes. Os resultados evidenciaram ainda que as resinas (PMMA) melhoradas, quando injetadas, mostram melhores resultados com relação à deformação da base, quando comparadas com o método de

compressão. No entanto, esse benefício não pode ser obtido quando se utiliza a resina (PMMA) convencional.

LEVIN et al.³⁶, em 1989, 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.

JACKSON et al.²⁵, em 1989, processaram 20 próteses superiores sendo 10 pelo sistema de injeção- pressão da Ivoclar e 10 pelo método de compressão convencional. Os dois métodos foram comparados quanto à estabilidade dimensional através de um modelo metálico onde se verificava a adaptação da base depois do processo de cura. Baseados nos resultados das medidas, nenhuma diferença estatística foi encontrada entre os dois métodos.

BAEMMERT et al.⁴, em 1990, verificaram se os dentes artificiais influenciavam na quantidade de alteração dimensional durante o processamento de bases de próteses totais. Os autores utilizaram em seus estudos vinte e oito próteses, das quais quatorze foram processadas com dentes, sendo sete pelo método convencional e sete processadas pelo método

de injeção do molde. No outro grupo de quatorze, as próteses foram processadas sem os dentes artificiais, sendo sete pelo método convencional e sete pelo método de injeção do molde. O método convencional de processamento se deu no ciclo de 72,6°C por nove horas enquanto o processamento do método de injeção se deu a 100°C com seis atmosferas de pressão por trinta e cinco minutos. Após o processamento, ao se examinar o deslocamento dos pontos através da média dos vetores para cada ponto estudado, verificou-se uma pequena variação entre as distâncias mensuradas independente da técnica utilizada. Na análise dos resultados os autores perceberam que próteses processadas com dentes produziram melhores resultados do que aquelas processadas sem dentes. Melhores resultados também foram obtidos na técnica de compressão do molde quando comparada com a técnica de injeção.

LATTA et al.³³, em 1990, fizeram um estudo da estabilidade tridimensional de bases de próteses por um novo sistema. Confeccionaram 10 próteses maxilares para cada grupo estudado, constituindo 40 amostras no total. As resinas utilizadas 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 silicona. Pontos metálicos foram implantados em posições pré-estabelecidas da prótese e modelo. Radiografias oclusais, laterais e frontais foram feitas em condições padronizadas, em intervalos específicos: a) antes do

processamento; b) depois do processamento; c) imediatamente a 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).

SYKORA; SUTOW⁶⁴, em 1990, compararam a estabilidade dimensional de dois métodos de processamento de resina acrílica para base de dentadura, injeção–pressão e compressão. Após a análise dos resultados os autores não encontraram diferença estatisticamente significativa nas medidas verticais, nos modelos da maxila e da mandíbula, entre as duas técnicas. O sistema de injeção com pressão apresentou ainda uma distorção 51% menor em relação à adaptação da borda palatina, comparando-o ao processo de compressão. Com relação à abertura do pino incisal o sistema de compressão apresentou uma abertura 29% maior em relação ao sistema de injeção contínua. A perda da relação central foi 26% maior no sistema de compressão. Os resultados mostraram, ainda, uma redução nas discrepâncias oclusais quando o sistema SR-Ivocap é utilizado em comparação com o método convencional de compressão.

NELSON et al.⁴³, em 1991, estudaram as alterações observadas na dimensão vertical de oclusão comparando o processamento convencional com o processamento 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, ao qual foi adaptado um dispositivo capaz de registrar alterações de até 0,01 mm. Os resultados demonstraram aumentos da dimensão vertical de oclusão de até 1 mm em ambos os métodos, o que é considerado tecnicamente aceitável. Estatisticamente falando, houve diferença significativa nos dados das amostras processadas pela energia de microondas, a qual foi maior do que as amostras processadas convencionalmente.

ZISSIS et al.⁷⁹, em 1991, 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.

KALIPÇILAR; KARAGAÇLIOĞLU; HASANREISOĞLU²⁹, em 1991, tiveram como objetivo de estudo avaliar e comparar o nível de monômero residual em bases de dentaduras de resina acrílica processadas pelo método de injeção e pelo método tradicional de compressão, pressão e calor. Foram utilizados neste estudo 20 amostras, sendo 10 amostras de resina acrílica QC20, sendo 10 termopolimerizável, classificada como tipo 1 classe 1, de acordo com especificações da ADA, que foram curadas em água inicialmente a 75 +/- 10C, seguido de imersão em água fervente por 30 minutos e 10 amostras de resina termopolimerizável injetada, classificada como tipo 2 classe 1, de acordo com a mesma especificação, que foram curadas sob pressão em uma unidade eletroquímica. Após a análise dos resultados, os achados revelaram não haver diferença estatística significativa na quantidade de monômero residual entre os 2 tipos de processamento, que variou de 0,22% - 0,54% na resina injetada e de 0,23% - 0,52% na resina processada pela técnica convencional.

SALIM; SADAMORI; HAMADA⁵⁹, verificaram e compararam em 1992, a fidelidade dimensional de amostras retangulares de resina processadas por três métodos de polimerização:

- 1) Método convencional (Bio Resin) polimerização por 90 minutos a 70°C (158 F), seguido de 30 minutos a 100°C (212 F).
- 2) Técnica de injeção de resina com pressão constante (SR- Ivocap system – Sr-Ivocap resin), por 35 minutos com pressão de 6 atm. a 100°C (212 F), seguida por resfriamento em água corrente a 6 atm. por 10 minutos e resfriamento por mais 10 minutos sem pressão.

3) Polimerização por microondas por três minutos a 500 W (ciclo rápido).

Todos os métodos foram realizados de acordo com as instruções dos fabricantes. Após a análise dos dados, os resultados mostram que o método SR- Ivocap, exibiu menor mudança dimensional que os outros métodos. Não houve diferença significativa entre os métodos convencional e por microondas.

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

JACKSON; LANG; WANG²⁶, em 1993, avaliaram três métodos de processamento de base de dentadura que são: compressão do molde, processamento com resina fluida e injeção com pressão. Esses três métodos foram comparados a fim de se observar sua relação com a precisão de processamento de bases com e sem dentes. A análise dos dados revelou não haver diferença significativa no processamento das bases com e sem dentes, quando qualquer uma das técnicas foi utilizada. No entanto uma pequena diferença foi observada em relação à precisão da técnica. O método de compressão do molde mostrou-se mais eficaz que os dois demais, quando comparadas as medições dos pontos de referência na base dos modelos.

No estudo de **SYKORA; SUTOW**⁶⁶, em 1993, os autores compararam as alterações dimensionais de resinas para base de dentadura pelo sistema de injeção-pressão SR-IVOCAP com o sistema padrão de compressão. Esta comparação foi feita determinando medidas de desadaptação da borda posterior palatina nas duas técnicas. Essas alterações também foram medidas após imersão em água por uma hora, um dia e uma semana. As medidas de desadaptação das bases de resina acrílica processadas pelos dois métodos foram feitas da seguinte maneira:

- 1) imediatamente antes de processar.
- 2) imediatamente após o processamento antes de demuflar.
- 3) após o acabamento e polimento.
- 4) após imersão em água a 23°C por 1 hora, 1 dia e uma semana.

Após a análise dos resultados os autores encontram algumas diferenças estatísticas entre as técnicas:

- 1) A desadaptação normalmente é menor no sistema de injeção.
- 2) As alterações dimensionais normalmente são maiores nas amostras com palato raso do que naquelas com palato profundo.
- 3) As alterações dimensionais, quando se utilizava o sistema de injeção, eram diminuídas pela imersão em água, enquanto nenhuma modificação foi percebida no sistema de compressão.

Finalmente os autores concluem que o sistema de injeção contínua apresenta menores alterações dimensionais quando comparados com o sistema de compressão e que estas alterações podem sofrer influência da forma do palato e da imersão em água.

Os autores, **ABUZAR; JAMANI; ABUZAR¹**, em 1995, pesquisaram a movimentação dos dentes artificiais durante os procedimentos de confecção de uma prótese total superior, em diferentes formas de rebordo, que variavam de raso a profundo. Foi encontrada uma relação positiva entre a forma do palato e a movimentação dos dentes artificiais antes e depois do processamento das bases. O estudo indica ainda que um palato de dimensões médias apresenta uma mínima movimentação dentária quando comparados com palatos profundos ou rasos.

POMÍLIO et al.⁵⁰, em 1996, 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; DALLARI⁵⁴, em 1996, investigaram se o processo de polimerização das próteses totais pode interferir na inclinação látero-lateral 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 da 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 xerox em perfil, para que fossem mensuradas as inclinações das vertentes triturantes das cúspides palatinas dos primeiros molares. Após esse procedimento as amostras foram incluídas em mufla metálica convencional para processamento em banho de água, através da compressão do molde, polimerizadas a 75°C por nove horas. Após as próteses terem sido removidas das muflas foi feito o acabamento e realizada 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-se supor que a contração ocorrida na base da prótese

durante o seu processamento pode ser causa de alterações na mesa oclusal dos dentes posteriores.

Segundo **ANUSAVICE et al.²**, em 1996, a grande vantagem das resinas polimerizadas por energias de microondas é a rapidez com que a prótese pode ser processada. Da mesma forma a utilização das siliconas acelera os procedimentos laboratoriais, já que torna as próteses mais limpas e rica em detalhes após o processamento (**MARCROFT et al.³⁹, 1961; TUCKER; FREEMAN⁶⁹, 1971; SHELTON⁶⁰, 1972; ZANI⁷⁷, 1974; BONBONATTI⁸, 1978; BENATTI et al.⁶, 1993**). Entretanto, observando a revisão da literatura, apenas recentemente foram encontrados estudos que avaliassem a associação das técnicas de inclusão de prótese em silicona à técnica de polimerização por energia de microondas (**DEL BEL CURY¹⁶, 1998**). Estudos associando essas técnicas à utilização da resina em diferentes fases da reação polímero-monômero não foram encontrados.

KIMPARA; MUENCH³⁰, 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 2 x 2cm e espessura variando em 0,5; 1,0; 2,0cm de altura, e um cubo de arestas de 3cm 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 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-se isenção de poros em amostras de até 1cm de espessura polimerizadas imediatamente após a prensagem, e até em amostras polimerizadas após 24 horas após a prensagem.

Neste estudo, **SYKORA; SUTOW⁶⁵**, em 1996, investigaram a propriedade de um gesso de alta expansão reduzir as distorções causadas no processamento das resinas acrílicas, processadas pelos métodos de injeção contínua e compressão, em comparação com próteses processadas com gesso pedra. Os resultados mostraram que próteses processadas com o gesso de alta expansão têm um melhor selamento posterior do palato quando comparados com as próteses processadas com gesso amarelo, independente da técnica utilizada - injeção contínua ou compressão - uma vez que a contração da resina é, em média, oito vezes maior que a contração do gesso odontológico.

Recentemente, **PITTA⁴⁸**, em 1997, estudou a variação na inclinação das cúspides mesiopalatinas dos primeiros molares superiores de próteses totais após processamento por três métodos: a) banho de água 73°C por 9 horas; b) microondas 440W por quatro minutos; c) microondas 80W 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 representam o prolongamento das vertentes triturantes das cúspides mesiopalatinas 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 "b". 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 "a", 37% para o Grupo "b" e apenas 7% para o Grupo "c", 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 quatro 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.

Através de uma revisão bibliográfica **RIZZATTI-BARBOSA et al.**⁵⁵, em 1998, citam que métodos alternativos de processamento de resinas para próteses odontológicas têm sido propostos no sentido de se aprimorarem 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 se evidenciarem os prós e contras de

seu uso como método alternativo de polimerização das resinas para base de prótese. Neste contexto, os autores concluem que esse 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 com qualidade equivalente aos métodos convencionais.

JAMANI; ABUZAR²⁷, em 1998, estudaram o efeito da espessura das próteses na movimentação dos dentes artificiais durante o processamento de bases de próteses totais. dez modelos duplicados de uma arcada superior de um paciente foram utilizados, sendo que em cinco modelos o enceramento do palato foi feito com 1,25 mm de espessura e nos outros cinco modelos o enceramento foi feito com 2,5 mm de espessura. Os dentes foram montados sobre a crista do rebordo e em cada dente foi instalado um pino vertical que serviria para verificar a movimentação dos dentes. Cada dentadura foi radiografada através de um aparelho digital (Eikomix image digitizer) imediatamente antes de ser processada, após a demuflagem e após o acabamento e polimento. Todas as próteses foram processadas pelo ciclo longo, por 9 horas, a uma temperatura de 74°C. Os resultados desse estudo indicam um aumento da distância molar-molar nas próteses com base espessa, enquanto que nas próteses de base fina uma pequena diminuição da distância molar-molar foi observada. Uma abertura significativa no pino incisal pode ocorrer após o processamento de próteses totais quando a técnica de compressão é utilizada, o que leva em muitos casos a destruir a anatomia dos

dentes durante o ajuste das próteses, além de tomar muito tempo do profissional.

NOGUEIRA et al.⁴⁵, em 1999, se propuseram a comparar a abertura do pino incisal, a estabilidade dimensional e o tempo de trabalho laboratorial do método convencional com um método de injeção que afirma produzir próteses com nenhum ou poucos ajustes oclusais, durante os procedimentos laboratoriais. Foram utilizados dois grupos, cada um contendo seis próteses maxilares e seis mandibulares. No grupo controle utilizou-se a resina Lucitone 199, processada pela técnica de compressão do molde e polimerização em banho de água a 74⁰C por nove horas. No grupo experimental a mesma resina foi utilizada, processada pelo método de injeção (Sucess system - unidade injetora, mufla, pressão) e também polimerizada a 74⁰C em banho de água por nove horas. Como resultado os autores verificaram uma menor abertura do pino incisal, bem como uma melhor estabilidade dimensional no método de injeção sob pressão. Não observaram, no entanto, diferença quanto ao tempo de trabalho entre as duas técnicas.

Proposição

A melhor forma de escolher, é provar o gosto.

A melhor forma de esconder, é na escuridão.

A melhor forma de enxergar no escuro, é com as mãos.

As idéias estão no chão, você tropeça e acha solução.

Titãs

3 Proposição

Diante dos aspectos observados na revisão da literatura, o objetivo deste trabalho foi verificar a alteração de posição de dentes artificiais, através da comparação de 4 técnicas de inclusão e polimerização de próteses superiores e inferiores, a seguir:

- a) Técnica 1: inclusão por compressão e processamento em microondas.
- b) Técnica 2 (grupo controle) : inclusão por compressão e processamento em
banho de água.
- c) Técnica 3 : inclusão por injeção e processamento em microondas.
- d) Técnica 4 : inclusão por compressão e processamento em banho de água,
onde o tempo de compressão foi diminuído.

Material e Métodos

"Para se atingir a certeza científica e construir um conjunto de conhecimentos seguros, torna-se necessário possuir normas de pensamento que permitam demonstrações corretas e, portanto, irretorquíveis".

Aristóteles

4 Material e Métodos

4.1 Material

Os materiais utilizados na realização deste trabalho estão listados no quadro 1 a seguir, juntamente com as marcas comerciais e os fabricantes dos produtos.

	<i>Material</i>	<i>Fabricante</i>	<i>Marca Comercial</i>
01	Dentes Artificiais	Dentsply Ind. E Com. Ltda.	Trubyte® Biotone®
02	Gesso Pedra	Vigodent	Herodent
03	Gesso Comum	Orlando Antônio Bussioli- ME	Gesso Rio
04	Resina Acrílica Convencional	Artigos Odontológicos Clássico	Clássico
05	Resina Acrílica para Microondas	Artigos Odontológicos Clássico	Onda-Cryl
06	Silicona para Inclusão (por condensação)	Dental Manufacturig	Ruthinium Labormass
07	Injetora de Acrílico	Comércio de Máquina Dentárias LTDA. - ME	Fast Machine
08	Muflos Metálicos com Parafuso	Uraby Produtos odontológicos	Uraby
09	Mufas para Microondas	Artigos Odontológicos Clássico	Clássico
10	Mufas para Microondas Adaptada para Injetora de Acrílico	Comércio de Máquina Dentárias LTDA. - ME	Fast Machine
11	Silicona Industrial	Profor produtos e fórmulas químicas	Profor
12	Isolante para Resina acrílica	SS White Artigos Dentários	Cel-Lac
13	Aparelho de Microondas	Sanyo da Amazônia S.A.	Electrolux
14	Paquímetro Digital	Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan	Mitutoyo
15	Cera nº 7 rosa	Polidental Indústria e Comércio LTDA.	Polidental
16	Prensa Hidráulica de Bancada	Delta Máquinas Especiais	Delta

Quadro 1: lista de materiais, marcas comerciais e fabricantes

4.2 Métodos

4.2.1 Preparo das Matrizes

4.2.1.1 Obtenção dos Modelos de Gesso

Para a parte experimental deste trabalho foram necessários modelos de gesso do arco maxilar e do arco mandibular, obtidos através da moldagem de um paciente desdentado total e, em seguida, vazados em gesso pedra (Herodent - Vigodent) (figura 1). Baseado nestes dois modelos, duas matrizes de silicona industrial (Profor - Profor produtos e fórmulas químicas) foram confeccionadas para reproduzir os 64 modelos de trabalho(próteses totais em cera) , sendo 32 maxilares e 32 mandibulares.(figura 2).

Figura 1: modelos de gesso

Figura 2: próteses em cera

4.2.1.2 Obtenção das Próteses Totais em Cera

Foi confeccionado, sobre dois modelos de gesso, um par de prótese total, utilizando a técnica preconizada pelo Departamento de Prótese da FOB, USP. Com a finalidade de padronizar as dimensões de tamanho, espessura, bem como repetir o perfeito posicionamento dos dentes em todas as amostras,

foram confeccionadas sobre estas duas próteses, matrizes de silicona industrial (figuras 3 e 4).

Figura 3: matriz de silicona superior

Figura 4: matriz de silicona inferior

Os dentes selecionados (Trubyte® Biotone® - Dentsply ind. e com. Ltda. foram inicialmente posicionados em seus respectivos nichos no interior das matrizes de silicona (figuras 5 e 6).

Figura 5: dentes superiores posicionados na matriz

Figura 6: dentes inferiores posicionados na matriz

A cera 7 (Polidental - Polidental Indústria e Comércio LTDA.) foi então liquefeita em um recipiente metálico sobre a chama de uma lâmpada a álcool e

depois vertida dentro da matriz. Em seguida o modelo de gesso foi posicionado e pressionado na matriz até que se acomodasse perfeitamente em seu sítio, sendo mantido sobre pressão manual até endurecimento da cera. Aguardou-se o completo resfriamento da cera em bancada em temperatura ambiente, sendo a prótese em cera posteriormente retirada da matriz para eliminação dos excessos de cera e para dar o acabamento final com a chama dirigida de Hannau.

4.2.2 Pontos de Mensuração

Os pontos de mensuração foram obtidos por perfurações feitas com broca 701, em baixa rotação, após o acabamento das próteses, e localizavam-se nas seguintes posições, o que pode ser observado no esquema 1.

Ponto A - vertente mesial da cúspide disto-vestibular do 1º molar direito.

Ponto B - cingulo do canino direito.

Ponto C - cingulo do canino esquerdo.

Ponto D - vertente mesial da cúspide disto-vestibular do 1º molar esquerdo.

Ponto E - cingulo do incisivo central direito.

Ponto F - cingulo do incisivo central esquerdo,

Esquema 1: localização dos pontos de mensuração no arco superior e inferior.

4.2.3 Mensuração das Amostras

Para mensurar as distâncias entre os pontos preparados nos dentes foi utilizado um paquímetro digital (Mitutoyo, Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan) calibrado para aferir distâncias em milímetros.

As medidas foram realizadas entre os pontos A-B, B-C, C-D, A-D, A-E e D-F, conforme esquema 2 a seguir:

Esquema 2: localização das medidas aferidas no arco superior e inferior.

Com a finalidade de se conseguir uma medida mais confiável das distâncias entre os pontos, a aferição foi feita por três vezes e retirada uma média aritmética que representou a medida final entre os pontos.

As distâncias entre os pontos foram aferidas duas vezes:

- 1) a primeira aferição foi feita antes da inclusão na mufla.
- 2) a segunda aferição foi feita imediatamente após a demuflagem.

4.2.4 Primeira Mensuração

A mensuração das distâncias realizadas antes da polimerização foi executada imediatamente antes da inclusão dos modelos, seguindo a mesma metodologia para todos os grupos, entre os pontos determinados, conforme esquema 2 e se encontram expressas nos anexos.

4.2.5 Divisão dos Grupos

As 64 amostras foram divididas em quatro grupos de 16 (8 inferiores e 8 superiores) e receberam o seguinte tipo de inclusão, prensagem e processamento:

Grupo 1 - neste grupo todas as amostras foram incluídas em muflas reforçadas de fibra de vidro (Clássico - Artigos Odontológicos Clássico) desenvolvidas para uso em microondas, com muralha de silicona (Ruthinium Labormass - Dental Manufaturig), prensagem por uma hora e polimerização

em microondas, conforme instruções do fabricante, sendo denominado de técnica 1.

Grupo 2 (grupo controle) - neste grupo todas as amostras foram incluídas em muflos metálicos (Uraby- Uraby Produtos odontológicos), com muralha de silicona, prensagem por 12 horas e polimerização em banho de água através de uma termopolimerizadora elétrica, utilizando o ciclo de curta duração, sendo denominado de técnica 2.

Grupo 3 - neste grupo todas as amostras foram incluídas em muflas reforçadas, desenvolvida para uso em microondas e adaptadas para injetora de acrílico (Fast-Machine - Comércio de Máquina Dentárias LTDA. - ME), figura 7, com muralha de gesso pedra, e polimerização em microondas, conforme instruções do fabricante, uma hora após a injeção do molde, sendo denominado de técnica 3.

Figura 7: mufla de microondas adaptada para injetora de acrílico.

Grupo 4 - neste grupo todas as amostras foram incluídas em muflos metálicos, com muralha de silicone, prensagem por uma hora e polimerização em banho de água através de uma termopolimerizadora elétrica, utilizando o ciclo de curta duração, sendo denominado de técnica 4.

Para melhor compreensão a divisão dos grupos está representada no quadro 2 a seguir:

<i>Grupos</i>	<i>Tipo de mufla</i>	<i>Material de inclusão</i>	<i>Tempo de prensagem</i>	<i>Tipo de polimerização</i>
1	Mufla para microondas	Muralha de silicone	1 hora	microondas
2	Muflo metálico	Muralha de silicone	12 horas	termopolimerizadora elétrica
3	Mufla para microondas modificada	Muralha de gesso	1 hora	microondas
4	Muflo metálico	Muralha de silicone	1 hora	termopolimerizadora elétrica

Quadro 2: divisão dos grupos correspondentes as quatro técnicas estudadas.

4.2.6 Inclusão dos Modelos

Inicialmente todas as muflas e as bases dos modelos foram isoladas com vaselina sólida, impedindo assim que o gesso grudasse no modelo e na mufla. Em seguida, os modelos foram fixados, através de suas bases, na parte inferior da mufla com gesso comum (Gesso Rio - Orlando Antônio Bussioli-ME), na proporção de 100g de pó para 45ml de água, conforme as recomendações do fabricante, sob espatulação manual por 45 segundos. Nessa fase tomava-se o cuidado de não deixar o gesso transbordar pelos

limites das margens e não criar áreas retentivas, o que era conseguido alisando-se bem o gesso após a presa inicial.

Aguardou-se a presa final do gesso para que este pudesse receber uma camada de isolamento com isolante para resina (Cel-Lac® White Artigos Dentários Ltda.) e pincel macio.

Em seguida uma muralha de silicona foi acomodada recobrimdo a superfície dos dentes e a cera correspondente à base da prótese. Para fixação da silicona ao gesso foram feitas retenções em forma de "concha" por toda a superfície.

No grupo 3 foi feita uma muralha de gesso pedra (Herodent - Vigodent), na proporção de 100g de pó para 32ml de água, conforme as recomendações do fabricante, no lugar da muralha de silicona, que cobria a superfície dos dentes e parte da cera correspondente à base da prótese. A muralha de gesso pedra foi utilizada para atender instruções do fabricante para a técnica de injetora de acrílico.

Passado o tempo de polimerização da silicona ou do endurecimento do gesso pedra, para o grupo 3, a contra- mufla foi posicionada, sendo posteriormente preenchida com gesso comum e fechada com a tampa, observando-se se o excesso de gesso escoava pelos furos da mufla. O conjunto foi mantido sob uma pressão média (muflo metálico - 1000Kg , mufla para microondas - 500Kg) até a presa final do gesso, aproximadamente por uma hora.

4.2.7 Eliminação da Cera

A eliminação da cera foi feita levando as muflas no microondas (Electrolux 800W- Sanyo da Amazônia S.A.) as quais eram fechadas e aparafusadas, para os grupos 1 e 3, durante dois minutos a uma potência de 80% para eliminação grosseira da cera. Aberta a mufla retirava-se a cera derretida e com um algodão umedecido em detergente caseiro procurava-se eliminar os resíduos de cera. A mufla era fechada com um chumaço de algodão interposto e novamente levada ao microondas por um minuto na potência máxima para limpeza final. Em seguida executa-se uma lavagem das partes internas com água fervente, detergente líquido e escova macia para retirada de algum resíduo de cera remanescente.

Para os grupos 2 e 4, os muflos permaneceram por cinco minutos em água fervente, a fim de que ocorresse a plastificação da cera antes da abertura do mufla. Após a remoção da cera as partes foram lavadas com água fervente, detergente líquido e escova macia.

Após a total eliminação da cera e resfriamento do gesso todas as superfícies de gesso expostas foram isoladas com isolante para resina.

4.2.8 Preenchimento e Prensagem das Muflas

Para os grupos 1 e 3 as amostras foram preenchidas com resina acrílica Onda-cryl® (Artigos Odontológicos Clássico, Ltda.) polimerizada por energia de

microondas, na proporção ideal de três partes de pó para uma parte de líquido (21cc. de pó para 7cc de líquido), conforme instruções do fabricante.

Para os grupos 2 e 4 as amostras foram preenchidas com resina acrílica Clássico (Artigos Odontológicos Clássico, Ltda.) termopolimerizada em água fervente, na proporção ideal de três partes de pó para uma parte de líquido (21cc de pó para 7cc de líquido), conforme instruções do fabricante.

O proporcionamento do monômero e do polímero foi feito com o copo dosador que acompanha a embalagem. Inicialmente foi feita uma medida do líquido, a qual era depositada no pote misturador e em seguida mediram-se três partes do pó que foi vertido sobre o líquido e misturado manualmente por alguns instantes.

O momento ideal para o preenchimento das muflas era quando a resina acrílica atingia a fase plástica, para os grupos 2 e 4, e fase fibrosa para os grupos 1 e 3, observada pelo aspecto visual e consistência da massa.

Após o preenchimento o conjunto mufla e contra-mufla era fechado, interposto por um papel celofane e levado à prensa hidráulica de bancada para o escoamento do excesso de resina.

Para o grupo 3 a mufla foi fechada e parafusada após a eliminação da cera, sendo a resina injetada com injetora de acrílico, figura 8, sem a necessidade de se levar à prensa hidráulica, pois o excesso de resina acrílica injetada é eliminado pelos canais de escoamento, conforme a característica da mufla adaptada para a injetora de acrílico.

Figura 8: injetora de acrílico

Para o grupo 1 a prensagem das próteses foi realizada em prensa hidráulica de bancada (Celta Máquinas Especiais, Ltda.), com pressão inicial aplicada sobre as muflas, lentamente, até alcançar 800 kg/f. A mufla era aberta para retirada de excessos e rebarbas de resina, fechada novamente e levada à prensa com uma pressão lenta e gradativa até atingir a pressão máxima de 1000 kg/f, que era constantemente aferida no manômetro até sua estabilização. Quando a estabilização era conseguida os parafusos eram posicionados a fim de se manter essa posição, embora a mufla permanecesse por uma hora na prensa hidráulica.

Para o grupo 2 repetiram-se os mesmos procedimentos do grupo 1, sendo que a pressão inicial era feita com 1000kg/f e a pressão final com 1250kg/f, com o muflo sendo mantido por 12 horas na prensa hidráulica.

Para o grupo 4 os mesmos passos do grupo 2 foram repetidos, porém o muflo permaneceu na prensa hidráulica somente por 1 hora.

Todas as próteses foram processadas pelo mesmo pesquisador em ambiente com temperatura em torno de 25°C.

4.2.9 Procedimentos de Polimerização

Os grupos 1 e 3 foram polimerizados em aparelho de microondas, com o ciclo proposto pelo fabricante da resina, para duas muflas. O processo de polimerização em um aparelho de microondas de 800W de potência consiste de três ciclos, sendo o primeiro de quatro minutos com 40% da potência, o segundo de quatro minutos com 0% da potência (repouso) e o terceiro de quatro minutos com 90% da potência.

Para os grupos 2 e 4 o processamento foi feito pelo ciclo curto, preconizado por CORRÊA¹³ em uma termopolimerizadora hidráulica elétrica, com 60 libras de pressão, temperatura de 110°C e um tempo aproximado de duas horas.

Para melhor compreensão os procedimentos de polimerização estão representados no quadro 3 a seguir:

<i>Grupos</i>	<i>Método de Polimerização</i>	<i>Ciclo de Polimerização</i>
1	Microondas (800w) técnica para 2 muflas	4) 4 minutos com 40% de potência 5) 4 minutos com 0% de potência (pausa) 6) 4 minutos com 90% de potência
2	Banho de água através de termopolimerizadora hidráulica elétrica.	8) Acomodar a mufla na polimerizadora 9) Fechar a polimerizadora 10) Injetar 60 libras de pressão 11) Esperar aquecer até 110° C 12) Aguardar resfriamento até 40° C 13) Novo aquecimento até 100° C 14) Desligar o aparelho e esperar esfriar normalmente
3	Microondas técnica para 2 muflas.	3) 4 minutos com 40% de potência 4) 4 minutos com 0% de potência (pausa) 3) 4 minutos com 90% de potência
4	Banho de água através de termopolimerizadora hidráulica elétrica.	8) Acomodar a mufla na polimerizadora 9) Fechar a polimerizadora 10) Injetar 60 libras de pressão 11) Esperar aquecer até 110° C 12) Aguardar resfriamento até 40° C 13) Novo aquecimento até 100° C 14) Desligar o aparelho e esperar esfriar normalmente

Quadro 3: procedimentos de polimerização.

Terminado o processo de polimerização as muflas permaneceram sobre a bancada até seu completo resfriamento, quando foram abertas para demuflagem das próteses e execução da segunda mensuração.

4.2.10 Segunda Mensuração

A mensuração das distâncias após a polimerização das amostras foi obtida de maneira idêntica à realizada antes dos procedimentos de inclusão e polimerização e encontram-se expressas nos anexos.

4.3 Análise Estatística

Quando tentamos agrupar números em dados estatísticos, o primeiro desafio é entender o que dizem os testes, uma vez que testes estatísticos são baseados em métodos pouco intuitivos. No entanto, a estatística que serve para enganar, pode também servir para iluminar, desde que saibamos interpretá-la.

Inicialmente obteve-se a diferença entre as medidas antes e depois da polimerização nos quatro grupos estudados. Em seguida utilizou-se como estatística descritiva as médias e desvio-padrão para todas as técnicas e distâncias estudadas.

Uma análise de variância a três critérios foi então utilizada para verificar se havia diferenças estatisticamente significativa:

- a) entre as quatro técnicas empregadas;
- b) entre próteses inferiores e superiores;
- c) entre as seis distâncias mensuradas.

Como a análise de variância acusou diferenças estatisticamente significativas, foi aplicado o teste de TUKEY para comparações múltiplas.

Resultados

É preciso usar de inteligência quando se analisam os fatos.

5 Resultados

Os quadros 4, 5, 6 e 7 localizam-se nos anexos e mostram as medidas individuais e as médias das distâncias do arco inferior, expressas em milímetros, antes do processamento.

Os quadros 8, 9, 10 e 11 localizam-se nos anexos e mostram as medidas individuais e as médias das distâncias do arco superior, expressas em milímetros, antes do processamento.

Os quadros 12, 13, 14 e 15 localizam-se nos anexos e mostram as medidas individuais e as médias das distâncias do arco inferior, expressas em milímetros, depois do processamento.

Os quadros 16, 17, 18 e 19 localizam-se nos anexos e mostram as medidas individuais e as médias das distâncias do arco superior, expressas em milímetros, depois do processamento.

As tabelas 1 e 2 a seguir mostram as diferenças das medidas antes e depois do processamento, expressas em milímetros para o arco inferior e superior respectivamente.

Tabela 1: diferenças entre as medidas iniciais e finais para os modelos inferiores.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>AB</i>	<i>BC</i>	<i>CD</i>	<i>AD</i>	<i>AE</i>	<i>DF</i>
1	1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,2	0,1	-0,1
	2	0	0	-0,1	0,2	0	-0,2
	3	-0,1	-0,1	0,2	-0,1	0,1	0
	4	0	0,1	0	-0,1	0	0,1
	5	0	0,1	-0,2	0	-0,1	0
	6	0	0	0	-0,3	-0,1	-0,1
	7	-0,1	-0,2	-0,1	-0,2	-0,1	-0,1
	8	-0,1	-0,2	-0,1	-0,3	-0,1	-0,2
2	9	-0,1	-0,1	0	-0,1	0	-0,1
	10	0	-0,1	-0,1	-0,3	0	0
	11	-0,2	-0,1	-0,3	-0,4	-0,2	-0,1
	12	-0,3	-0,1	-0,2	-0,3	-0,2	-0,2
	13	-0,2	-0,1	0	-0,2	-0,3	-0,1
	14	-0,2	-0,1	-0,1	-0,1	-0,2	0
	15	-0,2	-0,2	0	-0,3	-0,2	-0,1
	16	-0,2	-0,1	0	-0,1	-0,3	0
3	17	-0,1	-0,1	0	-0,1	-0,1	-0,2
	18	-0,2	-0,1	-0,1	-0,3	-0,3	-0,2
	19	-0,2	-0,1	-0,2	-0,3	-0,2	-0,3
	20	-0,1	-0,1	-0,2	-0,1	0	-0,1
	21	-0,1	-0,1	0	-0,2	-0,1	-0,4
	22	-0,2	-0,2	-0,1	-0,3	-0,2	-0,2
	23	-0,1	0	-0,1	-0,2	-0,1	-0,1
	24	-0,2	-0,1	-0,1	-0,2	-0,2	0
4	25	0	-0,1	0	-0,2	0	0
	26	0	-0,2	-0,1	0,8	-0,1	-0,1
	27	0	0	0	-0,1	-0,1	0
	28	0	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,2
	29	-0,1	-0,2	0,1	-0,2	-0,1	0
	30	0	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1
	31	-0,2	0	0	-0,2	-0,2	0
	32	-0,1	-0,1	-0,1	-0,2	-0,1	-0,2

Tabela 2: diferenças entre as medidas iniciais e finais para os modelos superiores.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>AB</i>	<i>BC</i>	<i>CD</i>	<i>AD</i>	<i>AE</i>	<i>DF</i>
1	1	-0,1	0	-0,1	-0,1	0	-0,1
	2	0,3	0	0	-0,1	0	-0,1
	3	-0,1	-0,1	-0,1	-0,2	0	-0,1
	4	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1
	5	-0,2	0	-0,1	0	0	-0,2
	6	-0,2	-0,1	0	-0,2	-1,1	-0,1
	7	0	-0,1	0	-0,2	-0,1	-0,1
	8	0	-0,2	-0,1	-0,3	-0,3	-0,2
2	9	-0,1	-0,1	-0,2	-0,2	0	-0,1
	10	-0,1	-0,1	-0,1	-0,2	-0,1	-0,1
	11	-0,1	-0,2	-0,1	-0,4	-0,3	0
	12	-0,2	-0,2	-0,1	-0,4	-0,3	-0,2
	13	-0,1	0	0	-0,2	-0,1	-0,2
	14	0	-0,1	0	-0,2	0	-0,1
	15	-0,2	-0,2	-0,1	-0,4	-0,1	-0,2
	16	0	-0,3	-0,1	-0,4	-0,1	-0,1
3	17	-0,2	-0,3	-0,1	-0,2	-0,1	-0,2
	18	-0,2	-0,1	-0,2	-0,1	-0,1	0
	19	-0,1	0	0	0	0	-0,1
	20	-0,2	-0,1	-0,1	-0,2	-0,2	-0,2
	21	-0,1	-0,1	-0,2	-0,2	-0,1	-0,2
	22	-0,1	-0,1	0	-0,1	0	-0,2
	23	-0,1	0	-0,1	-0,3	-0,2	-0,2
	24	-0,2	0	-0,1	-0,2	-0,2	-0,1
4	25	-0,2	-0,2	-0,2	-0,3	-0,2	-0,3
	26	-0,1	-0,1	-0,2	-0,3	-0,1	-0,2
	27	-0,1	-0,2	-0,1	-0,2	-0,6	-0,2
	28	0	0	0	-0,1	0	0
	29	0	-0,1	-0,1	-0,3	-0,1	0
	30	0	0	-0,1	-0,3	0	0
	31	-0,2	-0,1	0	0	-0,2	-0,2
	32	0	-0,1	-0,1	-0,1	-0,1	0

Os resultados das médias das diferenças entre os pontos antes e depois da prensagem e o desvio padrão das diferenças estão expressos na Tabela 3 abaixo.

Tabela 3: médias e desvio-padrão das médias

<i>Médias e desvio padrão das diferenças entre as distâncias medidas</i>														
		<i>Distância AB</i>		<i>Distância BC</i>		<i>Distância CD</i>		<i>Distância AD</i>		<i>Distância AE</i>		<i>Distância DF</i>		
<i>Técnica</i>	<i>Arco</i>	<i>x</i>	<i>d p</i>	<i>x</i>	<i>d p</i>	<i>x</i>	<i>d p</i>	<i>x</i>	<i>d p</i>	<i>x</i>	<i>d p</i>	<i>x</i>	<i>d p</i>	<i>nº de amostras</i>
1	<i>Inferior</i>	-0,050	0,053	-0,050	0,119	-0,050	0,119	-0,125	0,166	-0,025	0,088	-0,750	0,103	8
	<i>Superior</i>	-0,050	0,160	-0,075	0,070	-0,062	0,051	-0,150	0,092	-0,75	-0,103	-0,125	0,046	8
2	<i>Inferior</i>	-0,175	0,088	-0,112	0,035	-0,087	0,112	-0,225	0,116	-0,175	0,116	-0,075	0,070	8
	<i>Superior</i>	-0,100	0,075	-0,150	0,092	-0,087	0,064	-0,300	0,106	-0,125	0,116	-0,125	0,070	8
3	<i>Inferior</i>	-0,150	0,053	-0,100	0,053	-0,100	0,075	-0,212	0,083	-0,150	0,092	-0,187	0,124	8
	<i>Superior</i>	-0,150	0,053	-0,87	0,099	-0,100	0,075	-0,162	0,091	-0,112	0,083	-0,150	0,175	8
4	<i>Inferior</i>	-0,050	0,075	-0,100	0,075	-0,037	0,074	-0,162	0,051	-0,100	0,053	-0,087	0,083	8
	<i>Superior</i>	-0,075	0,088	-0,137	0,091	-0,100	0,075	-0,200	0,119	-0,162	0,192	-0,112	0,124	8
<i>Todas as técnicas</i>		-0,100	0,095	-0,101	0,084	-0,078	0,082	-0,192	0,114	-0,115	0,115	-0,117	0,093	64

A análise estatística de variância a 3 critérios demonstrou que:

- a) Existe diferença estatisticamente significativa entre as técnicas.
- b) Não existe diferença estatística entre o arco superior e o arco inferior.
- c) Existe diferença estatisticamente significativa entre as medidas.

Estes dados estão representados na Tabela 4.

Tabela 4: Análise de variância a três critérios

Análise de variância a 3 critérios	Critérios avaliados: 1) técnica (grupos 1, 2, 3, 4) 2) posição (superior, inferior) 3) medidas (6 distâncias)					
	<i>gl</i> <i>Efeito</i>	<i>QM</i> <i>Efeito</i>	<i>gl</i> <i>Erro</i>	<i>QM</i> <i>Erro</i>	<i>F</i>	<i>p</i> <i>significância</i>
1	3	0,094609*	56	0,019014	4,97574	0,03942*
2	1	0,016276	56	0,019014	0,85600	0,358831
3	5	0,098464	280	0,007077	13,91389	0,000000*
1 x 2	3	0,0188445	56	0,019014	0,99113	0,403697
1 x 3	15	0,012339	280	0,007077	1,74356	0,042719*
2 x 3	5	0,003089	280	0,007077	0,43644	0,822947
1 x 2 x 3	15	0,05158	280	0,007077	0,72888	0,754575

*diferença estatisticamente significativa.

A Tabela 4 demonstra também que ao analisarmos mais de um critério ao mesmo tempo só houve interação entre técnica e medida (critérios 1 x 3), ou seja, quando se muda uma técnica o resultado das medidas pode se alterar. O

mesmo não ocorre para os outros critérios avaliados, conforme pode ser observado na mesma tabela.

A tabela 5 mostra a média geral das quatro técnicas. Ao se fazer uma comparação entre as quatro técnicas percebemos uma diferença entre elas, mas diferença estatística significativa só foi observada entre a técnica 1 e a técnica 2 e entre a técnica 1 e a técnica 3.

Tabela 5: comparação entre as médias das técnicas (T): T1, T2, T3, T4

Comparação entre as médias das técnicas : T1, T2, T3, T4		P
T1 - 0,076	T2 - 0,145	0,0057*
T1 - 0,076	T3 - 0,138	0,0140*
T1 - 0,076	T4 - 0,110	0,3196
T2 - 0,145	T3 - 0,138	0,989
T2 - 0,145	T4 - 0,110	0,3196
T3 - 0,138	T4 - 0,110	0,4967

* diferença estatisticamente significativa.

Comparando as médias das medidas entre si pode-se perceber também que existe diferença entre elas, contudo, somente a medida "AD" apresentou diferença estatisticamente significativa em relação às outras medidas conforme Tabela 6, a seguir:

Tabela 6: comparação entre as médias das seis medidas avaliadas

Comparação entre as médias das medidas		P
AB - 0,100	BC - 0,101	0,9999
AB - 0,100	CD - 0,078	0,6829
AB - 0,100	AD - 0,192	0,0000*
AB - 0,100	AE - 0,115	0,9005
AB - 0,100	DF - 0,117	0,8577
BC - 0,101	CD - 0,078	6,6144
BC - 0,101	AD - 0,192	0,0000*
BC - 0,101	AE - 0,115	0,9345
BC - 0,101	DF - 0,117	0,9005
CD - 0,078	AD - 0,192	0,0000*
CD - 0,078	AE - 0,115	0,1177
CD - 0,078	DF - 0,117	0,0908
AD - 0,192	AE - 0,115	0,0000*
AD - 0,192	DF - 0,117	0,0000*
AE - 0,115	DF - 0,117	0,9999

* diferença estatisticamente significativa.

O gráfico 1 para comparação das 6 medidas nas quatro técnicas demonstra que a técnica 1 apresentou uma menor alteração nas medidas antes e depois do processamento para todas as distâncias estudadas. Demonstra, também, que na média a distância que mais variou foi a distância "AD", com maior variação na técnica 2.

Nas demais técnicas parece haver uma alternância na variação das diferenças das medidas em cada uma das distâncias específicas avaliadas.

De um modo geral a técnica 1 apresentou melhores resultados do que as dos demais grupos, sendo seguida respectivamente pelo grupo 4, grupo 3 e grupo 2. Isso pode ser observado na tabela 3 onde estão expressas as médias gerais das diferenças entre as 4 técnicas e também no gráfico 1.

Gráfico 1: comparação entre técnicas e medidas

Discussão

“ As atividades humanas, desde que pretendessem ser corretas e responsáveis, não poderiam ser norteadas por valores instáveis, formulados segundo o relativismo e diversidade de opiniões; requereria, portanto, uma ciência dos fundamentos da realidade na qual aquela ação está inserida, embasada em uma investigação científica de índole matemática ”

Platão

6 Discussão

Segundo **CARLSSON**⁹, o uso de próteses totais pode ter efeitos indesejáveis aos tecidos que suportam as próteses e, conseqüentemente, à saúde bucal. Dentre os efeitos adversos os mais freqüentes são: a) reabsorção do rebordo em áreas localizadas, b) reações e lesões na mucosa, c) síndrome da ardência bucal e d) desordens temporomandibulares.

Embora esses problemas pareçam ser uma conseqüência da perda dos dentes e da utilização de aparelhos totais, seus efeitos podem ser minimizados quando, durante os procedimentos de confecção das próteses, princípios científicos específicos são observados e seguidos.

Uma das principais preocupações das reabilitações protéticas com próteses totais é a obtenção de um adequado padrão de oclusão que ajude a promover a saúde bucal e, conseqüentemente, conforto para o paciente. No entanto, nesse tipo de reabilitação a dificuldade de se determinar um padrão oclusal adequado se dá pela ausência de referências dentárias, resiliência da fibromucosa e instabilidade durante a função mastigatória. Portanto, para que seja mantido o padrão oclusal determinado na montagem das próteses em cera, é imperativo que os dentes artificiais apresentem a menor movimentação possível durante os procedimentos de inclusão e processamento das próteses.

Atualmente, a maioria das próteses são processadas pela técnica convencional de inclusão com gesso, compressão do molde e polimerização

em banho de água⁴⁵. Embora essa técnica venha sendo utilizada por muitos anos com sucesso, alterações dimensionais durante o processamento e cura da resina têm levado dentistas e técnicos de laboratório a remontarem seus trabalhos de prótese total, para efetuar correções na oclusão dessas próteses, devido à movimentação dos dentes⁹.

A movimentação dos dentes durante o processo de inclusão e polimerização já foi descrita por diversos autores^{10,54,68,73}, assim como, vários fatores - contração térmica de polimerização, porosidade, sorpção e perda de água, tempo e método de polimerização, qualidade da resina, tempo de resfriamento - etc. já foram estudados^{34,72,73} como causadores de alterações no posicionamento dos dentes e da conseqüente alteração na oclusão das próteses, durante os procedimentos laboratoriais. Alterações essas, que na maioria das vezes são de difícil controle por fazerem parte das características intrínsecas do material, mas que invariavelmente redundam em trabalho extra de ajuste oclusal, as quais podem modificar e até desfigurar a anatomia dos dentes artificiais⁴⁵.

Tentativas para solucionar os problemas associados à polimerização da resina acrílica levaram ao desenvolvimento de novas técnicas, como processamento em microondas, inclusão com siliconas e utilização dos sistemas de injeção do molde.

Em 1968, NISHI⁴⁴ publicou o primeiro artigo no qual resinas acrílicas foram polimerizadas através de energia de microondas. Essa inovação pretendia modificar o método tradicional de banho de água quente que, apesar

de ser amplamente utilizado, necessitava de um grande tempo para confecção das próteses. Os resultados do seu trabalho mostraram que as propriedades físicas das resinas processadas por esse método foram tão satisfatórias quanto as daquelas processadas pelo método tradicional. A partir deste estudo, o método de polimerização por meio de energia de microondas vem sendo bastante discutido na literatura^{15,31,50,70}, confirmando os resultados encontrados por NISHI⁴⁴.

Existem, no entanto, na literatura, vários trabalhos^{2,6,8,32,36,39,60,70} que afirmam ser o método de polimerização por microondas mais eficaz que o método convencional, inclusive quando analisada a movimentação dos dentes^{31,48}, opinião esta não compartilhada por NELSON⁴³, que afirmou ter encontrado alterações nas posições dos dentes, sendo as maiores no sentido vertical, em próteses polimerizadas pelo método de microondas. Em nosso trabalho, ao contrário dos resultados encontrados por NELSON⁴³, percebemos um melhor desempenho na técnica de microondas (grupo 1), quando comparada com a técnica convencional (grupos 2 e 4), conforme podemos observar na tabela 5 e no gráfico 2, onde a técnica de polimerização por microondas foi a que apresentou menor movimentação dos dentes.

Para melhor compreensão da tabela 5, de comparação entre as técnicas, os dados foram transformados no gráfico 2 a seguir, para melhor visualização dos resultados.

Gráfico 2 : comparação entre as médias e média geral das quatro técnicas

A introdução da técnica de inclusão de próteses com silicona ou outros materiais elásticos trouxe algumas vantagens em relação ao método tradicional. Dentre essas vantagens podemos citar: a) isolamento entre prótese e gesso, b) facilidade de desinclusão e limpeza das próteses e c) superfícies mais lisas^{39,69,78}. No entanto, a flexibilidade desses materiais poderia permitir a movimentação dos dentes artificiais segundo TUCKER E FREEMAN⁶⁹, no que concorda também MAINIERI³⁸ que, em 1980, verificou que a inclusão de próteses totais superiores com silicona causavam um ligeiro deslocamento dos dentes artificiais em direção ao palato. ZAKARY⁷⁵, em 1976, avaliando a movimentação dos dentes artificiais em próteses incluídas com silicona e com

gesso encontrou melhores resultados na inclusão com gesso, o que não foi confirmado em trabalho recente de ZANETTI⁷⁶, que afirmou não haver diferença estatisticamente significativa na movimentação dos dentes artificiais, independente da fase em que se encontra a reação polímero- monômero e dos materiais utilizados na inclusão.

DEL BEL CURY^{16,17}, estudando a associação do método de polimerização por meio de energia de microondas com a técnica de inclusão utilizando camada de silicona verificou que essa técnica apresentou resultados satisfatórios e compatíveis com a metodologia convencional, sugerindo ainda não haver influência da energia de microondas sobre diferentes materiais de inclusão estudados que pudessem causar movimentações nos dentes artificiais. MUENCH; UETI⁴², em 1974, comparando as duas técnicas concluíram que ambas são semelhantes quanto às alterações dimensionais das resinas acrílicas. ZANI ; VIEIRA⁷⁸, em 1979, analisando a movimentação dos dentes artificiais em próteses totais incluídas com silicona verificaram haver uma redução nas distâncias entre os molares e entre os molares e incisivos centrais. No entanto, quando comparadas essas mesmas distâncias com a inclusão com gesso não encontraram diferença estatisticamente significativa. Em nosso trabalho, quando comparamos a inclusão com gesso e com silicona, percebemos que a utilização de silicona parece não haver influenciado na movimentação dos dentes, pois não ocorreram diferenças estatisticamente significativas, quando comparamos as técnicas 2 e 4

(inclusão com sílica) e 3 (inclusão com gesso), conforme pode ser observado através da tabela 3 e do gráfico 2.

DUQUES *et al.*¹⁸ afirmaram que a técnica de inclusão com camada de sílica resulta em uma maior fidelidade na posição dos dentes artificiais. REISBICK⁵², em 1972, concluiu que bases de próteses totais incluídas com camadas de sílica recobertas por gesso apresentavam adaptação significativamente melhor que as polimerizadas somente com gesso. Esses dados são semelhantes aos nossos resultados quando comparamos os grupos 1 e 4 (inclusão com sílica) com o grupo 3 (inclusão com gesso pedra). Essa mesma afirmação não pode ser feita se compararmos o grupo 2 (inclusão com sílica) com o grupo 3, conforme a tabela 5 e gráfico 2. Isso sugere, portanto, que a movimentação dos dentes pode se dar não somente pelo tipo de material de inclusão, mas também pelo tempo de espera decorrido entre a inclusão e polimerização e pela variação do processo de polimerização das amostras, conforme podemos perceber na comparação dos grupos.

O método de injeção contínua do molde, introduzido por PRYOR⁵¹, em 1942, elimina o excesso de resina entre as duas partes da mufla, uma vez que esta não precisa ser aberta, pois a introdução da resina é feita sob pressão através de um orifício na mufla, a qual em seguida alcança a base das próteses através de canais de alimentação instalados durante a inclusão dos modelos. Atualmente as técnicas de injeção compensam também a contração da resina, já que o processamento é feito sobre pressão contínua forçando mais resina dentro da mufla à medida que esta se contrai durante a polimerização.

Normalmente, no método de injeção do molde, o polímero e o monômero da resina acrílica utilizada no processo vem acondicionada em uma cápsula pré-dosada, misturada mecanicamente, formando uma mistura homogênea pronta para a polimerização^{20,25,45}.

O aparelho utilizado neste trabalho difere dos utilizados normalmente na literatura, pois o monômero e o polímero da resina acrílica utilizada para a injeção na mufla são proporcionados em um dosador fornecido pelo fabricante sendo misturados manualmente e a injeção feita com injetora manual somente com a pressão de introdução da resina. No entanto, a pressão não é mantida durante o processo de cura, procedimento este semelhante ao idealizado por PRYOR⁵¹, em 1942. Essa variação pode ter, portanto, uma relação com os resultados encontrados neste trabalho, em que o método de inclusão com injetora manual, grupo 3, apresentou, na média, pior resultado do que os grupos 1 e 4, porém melhor resultado do que o grupo 2, conforme tabela 3 e gráfico 2. Esse resultado, contradiz aqueles encontrados por PRYOR⁵¹ em cujos estudos encontrou melhores resultados com a técnica de injetora.

BAEMMERT *et al.*⁴, em 1990, comparando o método de fabricação de próteses totais com injeção sobre pressão e o método convencional encontrou em seus resultados maior precisão para o método convencional. Os resultados desse estudo estão em concordância com os encontrados por ANTHONY ; PEYTON³, em 1962, FREJLICH *et al.*¹⁹, em 1989 e com os resultados do nosso trabalho, quando comparamos o grupo 4 (método convencional), com o grupo 3 (injeção do molde), conforme tabela 5 e gráfico 2.

BESSING⁷, em 1979, comparando o método de compressão com o método de injeção mostrou não haver diferenças significativas quanto às alterações dimensionais, quando mensurações foram feitas entre os molares de próteses superiores, antes e depois do processamento. Vários outros autores como JACKSON²⁶, SYKORA ; SUTOW⁶⁵, KALIPÇILAR; KARAAGAÇLIOGLU ; HASANREISOGLU²⁹, também concordam que parece não haver diferença estatística entre os métodos. Estes resultados são semelhantes aos encontrados neste trabalho quando comparadas as técnicas 2, 3 e 4, que não apresentaram diferença estatisticamente significativa.

GARFUNKEL²⁰, em 1983, comparando os dois métodos de processamento concluiu que o sistema de injeção produziu menores alterações na posição dos dentes, no sentido horizontal e diagonal. No entanto, esse mesmo sistema produziu maiores alterações na posição dos dentes, no sentido vertical, antes da demuflagem das próteses. Nos resultados do nosso trabalho, embora as comparações tenham sido feitas somente no sentido horizontal, percebemos uma maior movimentação dos dentes artificiais na técnica 3 (injeção), em comparação com as técnicas 1 (microondas) e técnica 4 (convencional), conforme podemos observar na tabela 5.

STROHAVER⁶⁷, SYKORA⁶⁴, em estudos recentes verificaram haver uma menor alteração na posição dos dentes em próteses confeccionadas pelo sistema de injeção quando comparadas com sistema de compressão. Esses mesmos resultados foram encontrados por NOGUEIRA⁴⁵, GHAZALI ; GLANTZ ; RANDOW²², GARFUNKEL²⁰, SYKORA ; SUTOW⁶⁶, SALIM ;

SADAMORI ; HAMADA⁵⁹ e, SYKORA ; SUTOW⁶⁴ e só se repetiram neste trabalho quando a técnica 3 foi comparada com a técnica 2, embora os dados não sejam estatisticamente significativos.

Quando se faz a comparação entre os grupos, podemos observar que no grupo controle (grupo 2) a movimentação dos dentes foi maior do que a dos grupos experimentais (grupos 1,3 e 4). Isso significa uma maior precisão durante o processamento para as técnicas de polimerização em microondas com compressão do molde (grupo 1) e com injeção do molde (grupo 3), embora a técnica de compressão (grupo 1) apresentasse melhores resultados do que a técnica de injeção (grupo 3). Resumidamente, podemos afirmar que o grupo 1 foi o único que apresentou diferença estatisticamente significativa com relação à contração em comparação com os grupos 2 e 3, conforme tabela 3. Contudo, se acreditarmos que as técnicas 2,3 e 4 são semelhantes, pois não apresentam diferenças estatisticamente significativas entre si, podemos calcular a contração média para esses três grupos que é de 0,131mm. Se compararmos esse valor com a com a contração média na técnica 1 de 0,076mm, percebemos que elas têm uma diferença estatisticamente significativa. No entanto, ao analisarmos esses números por outro prisma que não o matemático, percebemos serem essas diferenças clinicamente insignificantes , principalmente se levarmos em consideração a resiliência da fibromucosa, em torno de 0,9-1,3mm e a possibilidade de remontagem e ajuste na boca, passos que são importantes na confecção das próteses totais.

Ao analisarmos na literatura o tempo de prensagem das próteses totais, encontramos autores como SAIZAR^{57,58}, PEYTON⁴⁷, WINKLER⁷¹, JANSON²⁸, COMPAGNONI¹², que preconizam uma prensagem de pelo menos uma hora antes de se dar início aos procedimentos de polimerização, com a finalidade de aliviar forças internas geradas no estágio final de fechamento do mufla^{12,46,47}, ou possibilitar uma melhor dissolução do monômero no polímero^{57,58}, o que permitirá o processamento de próteses mais precisas. CORRÊA¹³ preconiza um tempo ideal de 15 horas de prensagem, enquanto SAIZAR^{57,58} acredita que a prótese deve permanecer prensada por toda a noite.

Ao compararmos o grupo 2, prensagem por 12 horas, com o grupo 4, prensagem por 1 hora, verificamos uma maior movimentação dos dentes artificiais nas próteses prensadas por 12 horas, conforme podemos confirmar pelos dados da tabela 5 e dos gráfico 1 e 2.

MONROE⁴¹, em 1958, verificando a magnitude das alterações dimensionais de resinas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis encontraram uma contração de 0,2mm. De acordo com WOELFEL⁷², em 1959, essas alterações dimensionais de contração encontrar-se-iam na faixa de 0,3mm. POLIZOIS *et al.*⁴⁹, em 1987, analisando a mesma contração de polimerização verificaram que estas se encontravam na faixa de 0,2 a 0,5mm em concordância com os estudos de SKINNER^{61,62,63}. Em nosso estudo, conforme podemos observar através da tabela 5 e do gráfico 1, durante o processamento das próteses ocorreu uma contração de polimerização para todas as medidas e técnicas estudadas, que variaram de aproximadamente 0,05 a 0,26mm. Na

técnica 1 a contração variou aproximadamente de 0,05 a 0,14mm, sendo a menor contração nas medidas "AB" e "AE" e a maior contração na medida "AD", com uma contração média de 0,076mm. Na técnica 2 a contração variou aproximadamente de 0,09 e 0,27mm, sendo a menor contração na medida "CD" e a maior contração na medida "AD", com uma contração média de 0,145mm. Na técnica 3 a contração variou aproximadamente de 0,09 a 0,19mm, sendo a menor contração na medida "BC" e a maior contração na medida "AD", com uma contração média de 0,138mm. Na técnica 4 a contração variou aproximadamente de 0,06 a 0,18mm, sendo a menor contração na medida "AB" e a maior contração na medida "AD," com uma contração média de 0,110mm. Os dados da tabela 4 podem ser melhor visualizados através dos gráficos 1 e 3.

Gráfico 3: contração média das seis distâncias

Pelos dados observados é possível verificar que parece existir um padrão na tendência de movimentação dos dentes para a técnica 1. No entanto, parece que essa movimentação se dá de forma aleatória, principalmente entre as técnicas 2,3 e 4, conforme mostra o gráfico 1.

Ao analisarmos a movimentação dos dentes, verificamos em todas as seis distâncias aferidas uma contração de polimerização independente da técnica estudada. O exame das médias das distâncias mensuradas antes e depois do processamento revelam uma pequena variação entre as amostras, conforme pode ser visto através das médias das medidas inferiores e superiores nas quatro técnicas que estão representadas na tabela 7 a seguir:

Tabela 7: médias das distâncias superiores e inferiores, obtidas nas quatro técnicas, antes e depois do processamento.

	<i>Técnica 1</i>	<i>Técnica 2</i>	<i>Técnica 3</i>	<i>Técnica 4</i>
<i>Inferior antes</i>	29,33542	28,79792	29,08333	29,30625
<i>Inferior depois</i>	29,27292	28,65625	28,93333	29,21042
<i>Superior antes</i>	31,65565	31,81667	31,88065	31,88958
<i>Superior depois</i>	31,56875	31,66875	31,76042	31,75625

Para melhor compreensão da tabela 7, podemos visualizar os mesmos dados por intermédio do gráfico 4, onde pode-se perceber claramente, através das colunas, que todas as amostras sofreram contração de polimerização.

Gráfico 4 : médias das distâncias superiores e inferiores, obtidas nas quatro técnicas, antes e depois do processamento.

Quando comparadas as distâncias entre si verificamos haver diferença estatisticamente significativa somente na distância "AD", resultado este semelhante aos encontrados por ZANI ; VIEIRA⁷⁸ e WOELFEL ; PAFFENBARGER^{72,74}. No entanto, ao compararmos a contração entre técnicas e distâncias, verificamos que a maior contração se deu na distância "AD" nas técnicas 2,3,4 e 1, respectivamente e menor contração ocorreu na distância "AB" nas técnicas 1,4,2 e 3, respectivamente, conforme gráfico 1 e tabela 6.

NOGUEIRA *et al.*⁴⁵, encontraram diferença na movimentação dos dentes quando compararam o arco superior com o arco inferior, o que neste estudo não foi detectado como diferença estatisticamente significativa, quanto à movimentação dos dentes, quando comparados os arcos superior e inferior,

independente das distâncias aferidas em quaisquer uma das técnicas, conforme tabela 4.

Embora o estudo não tivesse o objetivo de comparar o tempo despendido na confecção das próteses, quando analisamos o tempo real de trabalho no laboratório e a espera por parte do cirurgião dentista e paciente, pudemos observar uma economia de tempo no processo de polimerização por microondas quando comparado com a técnica de polimerização em banho de água. No entanto, não pudemos perceber diferenças entre as técnicas de injeção e compressão, com relação ao tempo total de trabalho, o que difere dos resultados encontrados por NOGUEIRA *et al.*⁴⁵, que acreditavam ser a técnica de injetora a mais rápida.

Com base nos resultados, o método de compressão do molde e polimerização por energia de microondas foi o que apresentou menor movimentação dos dentes artificiais durante o processamento das próteses totais. Contudo devido às limitações do nosso estudo e da quantidade de movimentação dos dentes detectada no nosso experimento ser muito pequena, não é possível afirmar que a movimentação dos dentes em quaisquer uma das técnicas aponte para alterações clínicas importantes, ao contrário, acreditamos serem essas alterações clinicamente insignificantes, independentemente de haver ocorrido diferenças estatisticamente significativas entre as técnicas.

Conclusões

Nada pode ser homogêneo.

Nada pode ser perfeito.

Tudo tem matizes e sinuosidades.

Quem se arroga o emblema de total coerência
é ignorante, pois não enxerga a realidade,
ou é mentiroso.

Oscar Quiroga

7 Conclusões

A partir da metodologia aplicada e diante das condições experimentais propostas, após a análise dos resultados, podemos concluir que:

- a) A técnica que apresentou menor movimentação dos dentes artificiais foi a técnica 1 - inclusão com silicona, prensagem por uma hora e processamento em microondas - que, quando comparada com as demais técnicas, apresentou uma diferença estatisticamente significativa.
- b) Quando comparados os arcos superiores e inferiores, independente da técnica e das medidas avaliadas, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas.
- c) A medida que apresentou maior alteração foi a distância entre os molares, com diferença estatisticamente significativa se comparadas às demais.
- d) Após a polimerização das amostras, as distancias aferidas nos dentes artificiais, diminuíram, independente dos critérios avaliados.
- e) O tempo de prensagem, após a inclusão e antes da polimerização das próteses, interferiu na movimentação dos dentes artificiais, apresentando menor movimentação na compressão por uma hora (técnica 4), em comparação com a compressão por 12 horas (técnica 2) .

Referências Bibliográficas

Sem histórias para lhes dar vida,
pontos de vista são apenas conceitos pessoais.
Sem pontos de vista, histórias se perdem,
pois não nos levam à lugar nenhum.

Referências Bibliográficas*

- 01-ABUZAR, M. A. M.; JAMANI, K.; ABUZAR, M. Tooth movement during processing of complete dentures and its relation to palatal form. **J. prosth. Dent.**, v.73, n.5, p.445-9, May. 1995.
- 02-ANUSAVICE, K. J. *et al.* **Philips, science of dental materials**. 10ed., Philadelphia: Saunders, 1996.
- 03-ANTHONY, D. H., PEYTON, F. A . Dimensional accuracy of various denture- bases materials. **J. prosth. Dent.**, v.12, n.1, p.67-81, Feb. 1962.
- 04- BAEMMERT, R. J.; LANG, B. R.; BARCO Jr., M. T.; BILLY, E. J. The effects of denture teeth the dimensional accuracy of acrylic resin denture bases. **Int. J. Prosthodont.**, v.3, n.6, p.528- 37, 1990.
- 05-BECKER, C. M.; SMITH, D. E.; NICHOLLS, J. I. The comparacion of denture- base processing techniques. Part II. Dimensional changes due to processing. **J. prosth. Dent.**, v.37, n.4, p.450-9, Apr. 1977.
- 06-BENATTI, O. F. M.; MUENCH, A. Estudo comparativo de técnicas de isolamento com resina resiliente de próteses processadas em moldes de gesso. **Rev. paul. Odont.**, v.15, n.5, p.4-6, set/out. 1993.
- 07-BESSING, C.; NILSSON, B. O.; BERGMAN, M. SR 3/60 and SR- Ivocap. A comparison between two heat cured denture base resins with dissimilar processings. **Swed. dent. J.** v.3, p. 221-8, 1979.
- 08-BOMBONATTI, P .E.. **A influência dos métodos de isolamento, dos tipos de resinas e das diferentes temperaturas de abertura da mufla após a polimerização, sobre a adaptação de uma base de dentadura**. Araçatuba, 1978. 72p. Tese (Livre Docência)- Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista.

* Normas recomendadas para uso no âmbito da Universidade de São Paulo, com base no documento "Referências Bibliográficas: exemplos", emanado do conselho supervisor do sistema integrado de bibliotecas da USP, em reunião de 1990.

- 09-CARLSSON, G. E. Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures. **J. prosth. Dent.**, v.79, n.1, p.17-23, Jan. 1997.
- 10-CARVALHO, J. C. M. Aterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base de aparelhos protéticos totais. **Rev. Fac. Odont. São Paulo**, v.10, n.1, p.127-32, jan./jun. 1972.
- 11-CHEVITARESE, O.; CRAIG, R. G.; PEYTON, F. Properties of various types of polymerization of acrylic resins and its applications for denture. **J. prosth. Dent.**, v.12, n.4, p.711-9, July./Aug. 1962.
- 12-COMPAGNONI, M. A. **Alteração da dimensão vertical nas bases de dentaduras completas. Estudo comparativo entre duas técnicas de isolamento do gesso durante a inclusão.** Bauru, 1981.Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 13-CORRÊA, G. A. *et al.* **Prótese total híbrida.** São Paulo, Ed. Santos, p.85, 1996. p.85.
- 14-CRAIG, R. G. **Restorative dental materials.** 10, ed. St. Louis, Mosby, 1997, 584p.
- 15-DE CLERCK, J. D. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prosthesis. **J. prosth. Dent.**, v.57, n.5, p. 659-8, May 1987.
- 16-DEL BEL CURY, A. A. **A influência do material de revestimento sobre as propriedades físico- químicas das resinas acrílicas polimerizadas com energia de microondas.** Piracicaba, 1988. 87p. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- 17-DEL BEL CURY, A. A.; RODRIGUES JÚNIOR, A. L.; PANZERI,H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de água e quimicamente ativada: propriedades físicas. **Rev. Odont. USP**, v.8, n.4, p.243-9, out./dez. 1994.
- 18-DUKES, B. S. Comparative study of changes in vertical dimension of occlusion using different investing mediums. **J. prosth. Dent.**, v.49, n.4, p.568-571, Apr. 1983.

- 19-FREJILICH, S.; DIRCKX, J.J.J.; GOODACRE, C. J.; SWARTZ, M. J.; ANDRES, C. J. Moire topography for measuring the dimensional accuracy of resin complete bases. **Int. J. Prosthodont.** v.2, p. 272-9, 1989.
- 20-GARFUNKEL, E. Evaluation of dimensional changes in complete dentures processed by injection-pressing and the pack-and-press technique. **J. prosth. Dent.**, v.50, n.6, p.757-61, Dec. 1983.
- 21-GRUNEWALD, A . H.; PAFFENBARGER, G. C.; DICKSON, G. The effect of molding process on some properties of denture resins. **J. Amer. dent. Ass.**, v.44, n.3, p.269-83, Mar. 1952.
- 22-GHAZALI, S. E.; GLANTZ, P.; RANDOW, K. On the clinical deformation of maxillary complete dentures. Influence of processing techniques of acrylate-based polymers. **Acta odont. scand.**, v.46, n.5, p.287-95, 1988.
- 23-GRANT, A. A.. Effect of the investment procedure on tooth movement. **J. prosth. Dent.**, v.12, n.6, p.1053-1058, Nov./Dec. 1962.
- 24-HARMAN, I. M. Effects of time and temperature on polymerization of methacrylate resin denture base. **J. Amer. dent. Ass.**, v.38, n.2, p.188-203, Feb. 1949.
- 25-JACKSON, A. D. *et al.* The dimensional accuracy of two denture base processing methods. **Int. J. Prosthodont.**, v.2, n.5, p.421-8, 1989.
- 26-JACKSON, A. D.; LANG, B. R.; WANG, R. The influence of teeth on denture base processing accuracy. **Int. J. Prosthodont.**, v.6, n.4, p.333-40, 1993.
- 27-JAMANI, K. D.; ABUZAR, M. A. M. Effect of denture thickness on tooth movement during processing of complete dentures. **J. oral Rehab.**, v.25, p.725-9, 1998.
- 28-JANSON, W. A. *et al.* **Dentaduras completas:** manual de laboratório. 2 ed. Bauru, FOB-USP, 1978. 84p.

- 29-KALIPÇILAR, B.; KARAAGAÇLIOĞLU, L.; HASANREISOĞLU, U. Evaluation of the level of residual monomer in acrylic dental base materials having different polymerization properties. **J. oral Rehab.**, v.18, n.5, p.399-401, 1991.
- 30-KIMPARA, E. T.; MUENCH, A. Porosidade em decorrência do processamento e volume de resina. **Rev. Odont. USP**, v.10, n.3, p.237-9, jul./ set. 1996.
- 31-KIMURA, H. *et al.* Application of microwave for dental technique (Part I). Dough forming and curing of acrylic resins. **J. Osaka Univ. dent. Sch.**, v.23, p.43-49, Aug. 1983.
- 32-KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SAITO, T. Application of microwave for dental technique (Part 2). Adaptability of cured acrylic resins. **J. Osaka Univ. dent. Sch.**, v.24, p.21-9, Dec. 1984.
- 33-LATTA, G. H.; BOWLES, W. F.; CONKIN, J. E. Three- dimensional stability of new denture base resin system. **J. prosth. Dent.**, v.63, n.6, p.654-61, June 1990.
- 34-LECHER, S. K., THOMAS, G. A. Changes caused by processing complete mandibular dentures. **J. prosth. Dent.**, v.72, p.606- 13, Sept. 1994.
- 35-LERNER, H.; PFEIFFER, K. R. Minimum vertical occlusal changes in cured acrylic resin dentures. **J. prosth. Dent.**, v.14, n.2, p.294-7, Mar./Apr. 1964.
- 36-LEVIN, B.; SANDERS, J. L.; REITZ, P. V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. **J. prosth. Dent.**, v.61 n.3, p.381-3, Mar. 1989.
- 37-MAHLER, D. B. Inarticulation of complete dentures processed by the compression molding technique. **J. prosth. Dent.**, v.1, n.5, p.551- 9, Oct. 1951.
- 38-MAINIERI, E. T.; BOONE, M. E.; POTTER, R. H.. Tooth movement and dimensional change of denture base materials using two investment methods. **J. prosth. Dent.**, v.44, n.4, p.368 - 3, Oct. 1980.

- 39-MARCROFT, K. R.; TENCATE, R. L.; HURST, W. W. Use of silicone rubber mold technique for processing. **J. prosth. Dent.**, v.11, n.4, p.657-664, July./Aug. 1961.
- 40-MCCRACKEN, W. M. L. An evaluation of activated methyl methacrylate dentures base materials. **J. prosth. Dent.**, v.2, n.1, p.68-83, Jan. 1952.
- 41-MONROE, W. E. *et al.* Dimensional stability of denture base resins . **J. Amer. dent. Ass.**, v.51, p.345-53, Sept. 1958.
- 42-MUENCH, A.; UETI, M. Alterações das posições dos dentes, em uma prótese total, em função do material de inclusão. **Rev. Fac. Odont. São Paulo**, v.12, n.1, p.131-8, jan./jun. 1974.
- 43-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.**, v.65, n.2, p.306-8, Feb. 1991.
- 44-NISHI, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation with particular reference to heat curing resins. **J. Osaka dent.**, v.2, p.23-40, Feb. 1968.
- 45-NOGUEIRA, S. S. *et al.* Comparison of accuracy between compression and injection-molded complete dentures. **J. prosth. Dent.**, v.82, n.3, p.291-300, Sept. 1999.
- 46-PEYTON, F. A.; MANN, W. R. Acrylic and acrylic- styrene resins: their properties in relation to their uses a restorative material. Part I. **J. Amer. dent. Ass.**, v.29, n.1, p.1852-64, Oct. 1942.
- 47-PEYTON, F. A.; MICH, A. A. Packing and processing denture base resins. **J. Amer. dent. Ass.** v. 40, p. 520-8, May 1950.
- 48-PITTA, M. S. S. **Análise das alterações oclusais ocorridas em próteses totais polimerizadas por banho de água aquecida e energia de microondas, antes do polimento.** Piracicaba, 1997. Dissertação(Mestrado)- Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

- 49-POLYZOIS, G. L. *et al.* Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: A comparative study. **J. prosth. Dent.**, v.57, n.5, p.639-47, May 1987.
- 50-POMÍLIO, A.; CAMPOS JÚNIOR., W. M.; TEDESCO, A . C. Alterações dimensionais da prótese total. **Rev. gaúcha Odont.**, v.44, n.2, p.83-86, mar. 1996.
- 51-PRYOR, W. J. Injection molding of plastics for dentures. **J. Amer. dent. Ass.**, v.29, n.11, p.1400-08, Aug. 1942.
- 52-REISBICK, M. H. Silicone as a denture mold liner. **J. prosth. Dent.**, v.26, n.4, p.382-6, 1972.
- 53-REITZ, P. V.; SANDERS, J. L.; LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quintessence Int.**, v.6, n.8, p.547-51, Aug. 1985.
- 54-RIZZATTI-BARBOSA, C. M.; DALLARI, A. Alterações oclusais da prótese total antes e após sua polimerização. **Rev. gaúcha Odont.**, v.44, n.2, p.83-6, Mar./ Apr. 1996.
- 55-RIZZATTI-BARBOSA, C. M.; *et al.* Uso de la energia de microondas en el procesamiento de prótesis odontológicas. **Rev. Asoc. odont. argent.**, v.86, n.2, p.105-8, Mar/ Apr 1998.
- 56-RUSSI, S. *et al.* Dimensão vertical de bases de dentaduras completas. **Rev gaúcha Odont.**, v.14, n.2, p. 99-101, mar./ abr. 1996.
- 57-SAIZAR, P. **Prótesis a placa**. 6^a ed., Buenos Aires, Progreental 1958. p.546
- 58- SAIZAR, P. **Prótesis a placa**. 42 ed. Buenos Aires, Progreental, p. 813-21, 1950.
- 59-SALIM, S.; SADAMORI, S.; HAMADA, T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. **J. prosth. Dent.**, v.67, n.6, p.879-81, June. 1992.

- 60-SHELTON, J. L. Use of silicone in reeling, rebasing, and duplication of dentures. **J. prosth. Dent.**, v.28, n.6, p.647-9, Dec. 1972.
- 61-SKINNER, E. W. Acrylic an appraisal of their use in dentistry. **J. Amer. dent. Ass.**, v.39, n.3, p.261-8, Dec. 1949.
- 62-SKINNER, E. W. **Materiais dentários de Skinner**. 82 ed. Rio de Janeiro, Interamericana, 1993.
- 63-SKINNER, E. W.; COOPER, E. N. Physical properties of denture resins. Part I. curing shrinkage and water sorption . **J. Amer. dent. Ass.**, v.30, n.23, p.261-8, Sept. 1943.
- 64-SYKORA, O.; SUTOW, E. J. Comparisson of the dimensional stability of two waxes and two acrylic resin processing techniques in the production of complete dentures. **J. oral Rehab.**, v.13, n.3, p.219-27, 1990.
- 65-SYKORA, O.; SUTOW, E. J. Posterior Palatal Seal Adaptation: Influence of a high expansion store. **J. oral Rehab.**, v.23, p.342-5, 1996.
- 66-SYKORA, O.; SUTOW, E. J. Posterior Palatal Seal: Influence of processing technique, palate shape and immersion. **J. oral Rehab.**, v.20, p.19-31, 1993.
- 67-STROHAVER, R. A. Comparison of changes in vertical dimension between compression and injection molded complete dentures. **J. prosth. Dent.** v.62, p. 716-718, 1989.
- 68-TAYLOR, P. B. Acrylic resins. Their manipulation. **J. Amer. dent. Ass.**, v.28, n.3, p. 373-87, Mar. 1941.
- 69-TUCKER, K. M.; FREEMAN, B. J. The effect of investing material on processing changes in complete dentures. **J. prosth. Dent.**, v.25, n.2, p.206-10, Feb. 1971.
- 70-TURCK, M. D. *et al.* Direct measurement of denture resin cured by microwave energy. **Int. J. prosth.**, v.5, n.4, p.367-72, 1992.

- 71-WINKLER, S. **Essentials of complete denture prosthodontics**. 2^a ed. Mosby, St Louis, 1988. p.308.
- 72-WOELFEL, J. B.; PAFFENBARGER, G. C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. **Int. Dent. J.**, v.9, n. 4, p.451-60, May 1959.
- 73-WOELFEL, J. B.; PAFFENBARGER, G. C.; SWEENEY, W. T. Dimensional changes occurring in dentures during processing. **J. Amer. dent. Ass.** v.61, n.6, p.413-30, Oct. 1960.
- 74-WOELFEL, J. B.; PAFFENBARGER, G. C.; SWEENEY, W. T. Dimensional changes in complete dentures on drying, wetting and heating in water. **J. Amer. dent. Ass.**, v.65, p.495-505, Oct. 1962.
- 75-ZAKHARI, K. N. Relationship of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction. **J. prosth. Dent.**, v.36, n.5, p.501-9, Nov. 1976.
- 76-ZANETTI, G. R.. **Influência da fase de prensagem da resina acrílica e material de inclusão sobre as distâncias entre os dentes em próteses totais polimerizadas por energia de microondas**. Piracicaba, 1999. 130p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- 77-ZANI, D. **Influência do agente de isolamento do gesso (folha de estanho, alginato ou siliconas) sobre: a posição relativa dos dentes de uma base de dentadura de resina acrílica e a rugosidade desta última**. Santa Catarina, 1974. 66p. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina.
- 78-ZANI, D.; VIEIRA, D. F. A comparative study of as a separating medium for dentures processing. **J. prosth. Dent.**, v.42, n.2, p.386-91, 1979.
- 79-ZISSIS, A.; HUGGETT, R.; HARRISON, A. Measurements methods used for determination of dimensional accuracy of stability of denture base materials. **J. Dent.**, v.19, n.6, p.199-206, Feb. 1991.

Abstract

Abstract

The processing of acrylic resins used in the construction of complete denture bases involve dimensional alterations, distortion and artificial tooth movement which may prevent the prosthesis from being used due to discomfort, inadequate occlusion and esthetics.

This study evaluated the relationship between artificial tooth movement, with the procedures of inclusion, compression and polymerization of complete dentures bases. The sixty-four samples utilized were divided into four groups of 16 (8 lower and 8 upper) which received the following type of inclusion, compression and processing: a) group 1: in this group all samples were included in resin-fiber reinforced flasks, with a silicone mould, compression for one hour and microwave polymerization; b) group 2: in this group all samples were included in metallic flasks, with a silicone mould, compression for 12 hours and thermopolymerization in water bath, using a short duration cycle; c) group 3: in this group all samples were included with gypsum stone mould using an acrylic injector to insert the resin inside the flasks, followed by microwave polymerization, one hour after mould injection and; d) group 4: in this group all samples were included in metallic flasks, with a silicone mould, compression for one hour and thermopolymerization in water bath, using short duration cycle.

According to the results the following conclusions were drawn: a) contraction was observed in all samples after processing; b) group 1 presented statistically significant less artificial tooth movement, relative to the others; c) comparing the upper and lower arches, regardless of the technique and measurements evaluated, no statistically significant difference was found; d) the compression time following inclusion and before prostheses polymerization had a negative effect on artificial tooth movement and e) the biggest discrepancies were found in the distance between contralateral molars, with statistically significant difference to other measurements.

Anexos

Anexos

Os quadros 4,5,6 e 7, a seguir, mostram as medidas individuais e as médias das distâncias do arco inferior, expressas em milímetros, antes do processamento.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
1	1	23,3	22,2	24	44	31,6	32,9	29,66667
1	2	23,7	22,9	23,6	43,6	32,6	33	29,9
1	3	23,7	23	23,6	43,3	31,7	32,4	29,61667
1	4	23,1	22,9	23,8	43,9	31,5	32,5	29,61667
1	5	22,9	20,6	23,6	45,2	30,7	31,2	29,03333
1	6	22,1	21,2	23,1	45,6	30,4	31,6	29
1	7	22,5	21,6	22,2	45,7	30,6	31,3	28,98333
1	8	22,4	21,5	22,1	45,5	30,3	31,4	28,86667
Média		22,9625	21,9875	23,25	44,6	31,175	32,0375	29,33542

Quadro 4: medidas individuais e médias inferiores antes do processamento para a técnica 1.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
2	9	21,9	21,6	21,8	45,6	30,3	30,8	28,66667
2	10	22	21,7	22	45,5	30,3	30,9	28,73333
2	11	23,1	21,1	22,5	45,9	30,4	31	29
2	12	22	21,6	23	45,4	30,1	30,8	28,81667
2	13	21,9	21,9	22,4	44,8	30,4	30,7	28,68333
2	14	22,9	21,3	22,2	45,2	31,1	31,1	28,96667
2	15	22,4	21,2	22,7	45	30,4	31,6	28,88333
2	16	22,5	20,8	22,2	45	30,6	30,7	28,63333
Média		22,3375	21,4	22,35	45,3	30,45	30,95	28,79792

Quadro 5: medidas individuais e médias inferiores antes do processamento para a técnica 2.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
3	17	22,3	21,9	22,6	45,5	30,7	31,6	29,1
3	18	22,6	21,1	22,5	45,8	31,4	31,6	29,16667
3	19	23	21,8	22,8	45,7	31,2	32,2	29,45
3	20	22,4	21,9	22,3	45,3	31	31,3	29,03333
3	21	22,3	21,1	22,8	45,3	30,5	31	28,83333
3	22	22,6	21,6	22,5	45,4	30,4	31,6	29,01667
3	23	22,3	20,9	23,3	46	31,2	31,7	29,23333
3	24	22,9	21,4	22,1	45,1	31,1	30,4	28,83333
Média		22,55	21,4625	22,6125	45,5125	30,9375	31,425	29,08333

Quadro 6: medidas individuais e médias inferiores antes do processamento para a técnica 3.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
4	25	23,1	22,5	21,8	45,1	31,6	31,1	26,02
4	26	22,8	22,8	22,8	45,1	30,8	32	29,38333
4	27	23,3	22,9	22,6	45,1	31,8	31,4	29,51667
4	28	23,2	21,8	22,5	45,9	31,3	31,1	29,3
4	29	21,8	22	22,9	45,1	30,6	31,7	29,01667
4	30	23,3	22,2	21,5	45,5	31,5	30,7	29,11667
4	31	23	22,8	22,5	45,7	32,1	31,6	29,61667
4	32	22,8	21,9	22,5	45,4	31,2	31,7	29,25
Média		22,9125	22,3625	22,3875	45,4	31,3625	31,4125	29,30625

Quadro 7: medidas individuais e médias inferiores antes do processamento para a técnica 4.

Os quadros 8,9,10 e 11, a seguir, mostram as medidas individuais e as médias das distâncias do arco superior, expressas em milímetros, antes do processamento.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
1	1	22,5	28,4	23,1	49,6	33,4	32,7	31,61667
1	2	22,4	28,5	22,1	49,5	33,1	32,9	31,41667
1	3	22,4	28,6	22,7	49,3	33	33	31,5
1	4	22,4	28,5	22,6	49,5	33	33,2	31,53333
1	5	23,1	28,4	22,5	50,1	33,5	33,3	31,52
1	6	23,3	28,8	22,7	50,1	34,2	33,2	32,05
1	7	22,8	28	22,7	49,3	33,4	33,5	31,61667
1	8	22,4	28,4	23	49,8	33	33,7	31,71667
Média		22,6625	28,45	22,675	49,65	33,325	33,31429	31,65565

Quadro 8: medidas individuais e médias superiores antes do processamento para a técnica 1.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
2	9	22,9	29	23,1	50,2	33,7	33,1	32
2	10	22,9	28,7	23	49,4	33,4	33,2	31,76667
2	11	22,7	28,9	22,9	50	33,3	33,7	31,91667
2	12	22,4	28,7	23,1	50	33,5	33,3	31,83333
2	13	22,3	28,3	22,9	49,6	33,4	33,3	31,63333
2	14	22,6	28,2	23,2	49,7	33,6	32,8	31,68333
2	15	23	28	23,1	50,1	33,8	33,3	31,88333
2	16	23,2	28,4	23	50	33,5	32,8	31,81667
Média		22,75	28,525	23,0375	49,875	33,525	33,1875	31,81667

Quadro 9: medidas individuais e médias superiores antes do processamento para a técnica 2.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
3	17	23	28,3	22,9	50	34	33,2	31,9
3	18	22,8	28,9	23,2	49,4	33,6	33,1	31,83333
3	19	23,1	29	23,5	50,1	34,2	33,9	32,3
3	20	22,7	28,1	22,9	49,8	33,6	32,6	31,61667
3	21	22,9	28,6	23,1	49,5	33,9	33,7	31,95
3	22	22,9	28,7	22,7	49,6	33,9	34	31,96667
3	23	23,2	28,6	22,4	49,3	34,1	33	33,48
3	24	22,7	28	22,7	49,5	33,7	34	31,76667
Média		22,87143	28,525	22,925	49,65	33,875	33,4375	31,88065

Quadro 10: medidas individuais e médias superiores antes do processamento para a técnica 3.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
4	25	22,1	29,8	22,4	48,7	34,2	33,8	31,83333
4	26	23	29,6	23,1	49,3	34,8	34,2	32,33333
4	27	23,2	29,6	23,1	49,1	34,1	33,8	32,15
4	28	22,4	29,5	22,9	48,7	33,7	33,7	31,81667
4	29	22,3	29,3	22,8	49,1	33,7	33,9	31,85
4	30	21,7	29,3	22,3	48,7	33,1	32,5	31,26667
4	31	23	30,1	22,5	48,9	34,4	33,8	32,11667
4	32	22,4	29,7	22,5	48,6	33,8	33,5	31,75
Média		22,5125	29,6125	22,7	48,8875	33,975	33,65	31,88958

Quadro 11: medidas individuais e médias superiores antes do processamento para a técnica 4.

Os quadros 12, 13, 14 e 15 a seguir, mostram as medidas individuais e as médias das distâncias do arco inferior, expressas em milímetros, depois do processamento.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
1	1	23,2	22,1	23,9	43,8	31,7	32,8	29,58333
1	2	23,7	22,9	23,5	43,8	32,6	32,8	29,88333
1	3	23,6	22,9	23,8	43,2	31,8	32,4	29,61667
1	4	23,1	23	23,8	43,8	31,5	32,6	29,63333
1	5	22,9	20,7	23,4	45,2	30,6	31,2	29
1	6	22,1	21,2	23,1	45,3	30,3	31,5	28,91667
1	7	22,4	21,4	22,1	45,5	30,5	31,2	28,85
1	8	22,3	21,3	22	45,2	30,2	31,2	28,7
Média		22,9125	21,9375	23,2	44,475	31,15	31,9625	29,27292

Quadro 12: medidas individuais e médias inferiores depois do processamento para a técnica 1.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
2	9	21,8	21,5	21,8	45,5	30,3	30,7	28,6
2	10	22	21,6	21,9	45,2	30,3	30,9	28,65
2	11	22,9	21	22,2	45,5	30,2	30,9	28,78333
2	12	21,7	21,5	22,8	45,1	29,9	30,6	28,6
2	13	21,7	21,8	22,4	44,6	30,1	30,6	28,53333
2	14	22,7	21,2	22,1	45,1	30,9	31,1	28,85
2	15	22,2	21	22,7	44,7	30,2	31,5	28,71667
2	16	22,3	20,7	22,2	44,9	30,3	30,7	28,51667
Média		22,1625	21,2875	22,2625	45,075	30,275	30,875	28,65625

Quadro 13: medidas individuais e médias inferiores depois do processamento para a técnica 2.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
3	17	22,2	21,8	22,6	45,4	30,6	31,4	29
3	18	22,4	21	22,4	45,5	31,1	31,4	28,96667
3	19	22,8	21,7	22,6	45,4	31	31,9	29,23333
3	20	22,3	21,8	22,1	45,2	31	31,2	28,93333
3	21	22,2	21	22,8	45,1	30,4	30,6	28,68333
3	22	22,4	21,4	22,4	45,1	30,2	31,4	28,81667
3	23	22,2	20,9	23,2	45,8	31,1	31,6	29,13333
3	24	22,7	21,3	22	44,9	30,9	30,4	28,7
Média		22,4	21,3625	22,5125	45,3	30,7875	31,2375	28,93333

Quadro 14: medidas individuais e médias inferiores depois do processamento para a técnica 3.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
4	25	23,1	22,4	21,8	44,9	31,6	31,0	29,1333
4	26	22,8	22,6	22,7	45,9	30,7	31,9	29,43333
4	27	23,3	22,9	22,6	45	31,7	31,4	29,48333
4	28	23,2	21,7	22,4	45,8	31,2	30,9	29,2
4	29	21,7	21,8	23	44,9	30,5	31,7	28,93333
4	30	23,3	22,1	21,4	45,4	31,4	30,6	29,03333
4	31	22,8	22,8	22,5	45,5	31,9	31,6	29,51667
	32	22,7	21,8	22,4	45,2	31,1	31,5	29,11667
Média		22,8625	22,2625	22,35	45,325	31,2625	31,325	29,21042

Quadro 15: medidas individuais e médias inferiores depois do processamento para a técnica 4.

Os quadros 16, 17, 18 e 19, a seguir, mostram as medidas individuais e as médias das distâncias do arco superior, expressas em milímetros, depois do processamento.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
1	1	22,4	28,4	23	49,5	33,4	32,6	31,55
1	2	22,7	28,5	22,1	49,4	33,1	32,8	31,43333
1	3	22,3	28,5	22,6	49,1	33	32,9	31,4
1	4	22,3	28,4	22,5	49,4	32,9	33,1	31,43333
1	5	22,9	28,4	22,4	50,1	33,5	33,1	31,73333
1	6	23,1	28,7	22,7	49,9	34,1	33,1	31,93335
1	7	22,8	27,9	22,7	49,1	33,3	33,4	31,53333
1	8	22,4	28,2	22,9	49,5	32,7	33,5	31,53333
Média		22,6125	28,375	22,6125	49,5	33,25	33,0625	31,56875

Quadro 16: medidas individuais e médias superiores depois do processamento para a técnica 1.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
2	9	22,8	28,9	22,9	50	33,7	33	31,88333
2	10	22,8	28,6	22,9	49,2	33,3	33,1	31,65
2	11	22,6	28,7	22,8	49,6	33	33,7	31,73333
2	12	22,2	28,5	23	49,6	33,2	33,1	31,6
2	13	22,2	28,3	22,9	49,4	33,3	33,1	31,53333
2	14	22,6	28,1	23,2	49,5	33,6	32,7	31,61667
2	15	22,8	27,8	23	49,7	33,7	33,1	31,68333
2	16	23,2	28,1	22,9	49,6	33,4	32,7	31,65
Média		22,65	28,375	22,95	49,575	33,4	33,0625	31,66875

Quadro 17: medidas individuais e médias superiores depois do processamento para a técnica 2.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
3	17	22,8	28	22,8	49,8	33,9	33	31,71667
3	18	22,6	28,8	23	49,3	33,5	33,1	31,71667
3	19	23	29	23,5	50,1	34,2	33,8	32,26667
3	20	22,5	28	22,8	49,6	33,4	32,4	31,45
3	21	22,8	28,5	22,9	49,3	33,8	33,5	31,8
3	22	22,8	28,6	22,7	49,5	33,9	33,8	31,88333
3	23	23,1	28,6	22,3	49	33,9	32,8	31,61667
3	24	22,5	28	22,6	49,3	33,5	33,9	31,63333
Média		22,7625	28,4375	22,825	49,4875	33,7625	33,2875	31,76042

Quadro 18: medidas individuais e médias superiores depois do processamento para a técnica 3.

<i>Técnica</i>	<i>Modelo</i>	<i>Distância A-B</i>	<i>Distância B-C</i>	<i>Distância C-D</i>	<i>Distância A-D</i>	<i>Distância A-E</i>	<i>Distância D-F</i>	<i>Média</i>
4	25	21,9	29,6	22,2	48,4	34	33,5	31,6
4	26	22,9	29,5	22,9	49	34,7	34	32,16667
4	27	23,1	29,4	23	48,9	33,5	33,6	31,91667
4	28	22,4	29,5	22,9	48,6	33,7	33,7	31,8
4	29	22,3	29,2	22,7	48,8	33,6	33,9	31,75
4	30	21,7	29	22,2	48,4	33,1	32,5	31,15
4	31	22,8	30	22,5	48,8	34,2	33,6	31,98333
4	32	22,4	29,6	22,4	48,5	33,7	33,5	31,68333
Média		24,4375	29,475	22,6	48,675	33,8125	33,5375	31,75625

Quadro 19: medidas individuais e médias superiores depois do processamento para a técnica 4.