

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

João Neudenir Arioli Filho
CIRURGIÃO-DENTISTA

**INFLUÊNCIA DA FORMA DO PALATO E DA
SORÇÃO DE ÁGUA NA ADAPTAÇÃO DE
PRÓTESES TOTAIS**

TESE APRESENTADA À FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE
EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA NA ÁREA DE
PRÓTESE

*Este exemplar
foi devidamente
corrigido, conforme
a Resolução CEB/Unicamp
036/83
Biacialde, 26. Janeiro 1997
Prof. Dr. Saide Sarskij Domitii
Prótese Total F. O. P.
UNICAMP*

PIRACICABA - S.P.
1997

Ar43i

30188/BC



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



João Neudenir Arioli Filho
CIRURGIÃO-DENTISTA

**INFLUÊNCIA DA FORMA DO PALATO E DA
SORÇÃO DE ÁGUA NA ADAPTAÇÃO DE
PRÓTESES TOTAIS**

**Orientador: Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI
FOP - UNICAMP**

TESE APRESENTADA À FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DE PIRACICABA, DA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE
EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA NA ÁREA DE
PRÓTESE

*

PIRACICABA - S.P.
1997

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

914 051 07

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA	7/UNICAMP
V.	Rn 432
ICMS	5730188
PROD.	282197
c	<input type="checkbox"/>
o	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	15-05-97
N.º CPD	

CM-00099236-2

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

A43e

Arioli Filho, João Neudenir.

Influência da forma do palato e da sorção de água na adaptação de próteses totais / João Neudenir Arioli Filho - Piracicaba : [s.n.], 1996.

80f. : il.

Orientador : Saide Sarckis Domitti.

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

1. Resina dental. 2. Prótese dentária completa. 3. Materiais dentários. I. Domitti, Saide Sarckis. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

19.CDD - 617.692

- 617.695

- 617.69

Índices para o Catálogo Sistemático

- | | |
|-------------------------------------|---------|
| 1. Próteses totais, coroas e pontes | 617.692 |
| 2. Materiais dentários | 617.695 |
| 3. Prótese Dental | 617.69 |



UNICAMP

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos-trabalhos de Defesa de Tese de **Mestrado**, em sessão pública realizada em 04/02/97, considerou o candidato aprovado.

1. Saide Sarckis Domitti Saide Sarckis Domitti

2. Simonides Consani Simonides Consani

3. Sérgio Russi Sérgio Russi

DEDICATÓRIA:

Aos meus pais, **JOÃO** e **CLEDENIRCE**, que somente Deus poderá retribuir tudo que me proporcionaram.

À **ANDRÉA**, pela compreensão, carinho e apoio à conquista de mais uma etapa de minha vida.

Aos meus melhores amigos, **ANDRÉ**, **VINÍCIUS**, **FERNANDO**,
GETÚLIO e **FÁBIO**, pela amizade, companherismo e
determinação de vencer.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI**, Titular da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, orientador, pela paciência, apoio e amizade que tornaram possível a realização deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI**, Titular da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela experiência científica e sugestões indispensáveis na elaboração deste estudo.

Ao meu amigo **Prof. Dr. SÉRGIO RUSSI**, Titular da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, pelo carinho e amizade, que ajudaram-me tanto.

Meus sinceros agradecimentos

SUMÁRIO

1- LISTA	pg.1
2- RESUMO	pg.6
3- INTRODUÇÃO	pg.9
4- REVISÃO DA LITERATURA	pg.13
4.1 - Alterações dimensionais	pg.14
4.2 - Sorção de água	pg.24
5- PROPOSIÇÃO	pg.33
6- MATERIAL E MÉTODO	pg.35
6.1 - Material	pg.36
6.2 - Método	pg.36
6.2.1 - Obtenção das amostras	pg.36
6.2.1.1 - Confecção dos modelos mestres	pg.36
6.2.1.2 - Grupos de amostras	pg.37
6.2.2 - Confecção das próteses totais	pg.38
6.2.3 - Inclusão e eliminação da cera	pg.40
6.2.4 - Prensagem e polimerização	pg.41
6.2.5 - Demuflagem e acabamento	pg.42
6.2.6 - Análise das amostras	pg.43
6.2.7 - Análise estatística	pg.46
7- RESULTADOS	pg.47
8- DISCUSSÃO	pg.53
9- CONCLUSÃO	pg.59
10- APÊNDICE	pg.61
11- SUMMARY	pg.70
12- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	pg.72

LISTA

1 - LISTA

1.1 - FIGURAS

- Figura 6.1** : Modelos mestres nas três formas geométricas do palato: a- plana, b- oval e c- triangular. pg.34
- Figura 6.2** : Fotografia das bases de prova confeccionadas com lâminas de PVC: a- plana, b- oval e c- triangular. pg.36
- Figura 6.3** : Padronização da montagem dos dentes artificiais pg.37
- Figura 6.4** : Prótese total posicionada no modelo mestre. pg.40
- Figura 6.5** : Ilustração dos cortes no modelo mestre superior. pg.42
- Figura 6.6** : Locais dos pontos de mensuração nos cortes. pg.42
- Figura 6.7** : Microscópio comparador linear. pg.43
- Figura 7.1** : Ilustração gráfica das médias dos desajustes (mm), de acordo com as três formas geométricas de palato. pg.45
- Figura 7.2** : Ilustração gráfica das médias dos desajustes (mm) nos cortes. pg.46
- Figura 7.3** : Ilustração gráfica das médias de desajuste (mm) de acordo com os cortes em cada tipo de palato. pg.47
- Figura 7.4** : Ilustração gráfica das médias de desajuste (mm) para tipos de cortes em cada tempo de estocagem. pg.48
- Figura 7.5** : Ilustração gráfica das médias de desajuste (mm) para as formas geométricas de palato e tempos de estocagem em água. pg.49
- Figura 10.1** : Ilustração gráfica dos resíduos dos dados da variável “desajuste”. pg.64

Figura 10.2 : Resíduos dos dados da variável “desajuste”, com transformação raiz quadrada. pg.65

1.2 - TABELAS

Tabela 7.1 : Médias dos desajustes (mm) de acordo com os tipos de palato. pg.45

Tabela 7.2 : Médias originais dos desajustes (mm) e teste de Tukey para cada corte . pg.46

Tabela 7.3 : Médias originais de desajuste (mm) de acordo com os cortes em cada tipo de palato. pg.47

Tabela 7.4 : Médias originais de desajuste (mm) de acordo com os cortes e o tempo de armazenagem em água. pg.48

Tabela 7.5 : Médias originais de desajuste (mm) de acordo com os tipos de palato e tempos de armazenagem em água. pg.49

Tabela 10.1 : Valores dos desajustes (mm) após 24 horas de armazenagem no palato oval. pg.59

Tabela 10.2 : Valores dos desajustes (mm) após 15 dias de armazenagem no palato oval. pg.59

Tabela 10.3 : Valores dos desajustes (mm) após 30 dias de armazenagem no palato oval. pg.59

Tabela 10.4 : Valores dos desajustes (mm) após 24 horas de armazenagem no palato plano. pg.60

Tabela 10.5 : Valores dos desajustes (mm) após 15 dias de armazenagem no palato plano. pg.60

Tabela 10.6 : Valores dos desajustes (mm) após 30 dias de armazenagem no palato plano. pg.60

- Tabela 10.7** : Valores dos desajustes (mm) após 24 horas de armazenagem no palato triangular. pg.60
- Tabela 10.8** : Valores dos desajustes (mm) após 15 dias de armazenagem no palato triangular. pg.61
- Tabela 10.9** : Valores dos desajustes (mm) após 30 dias de armazenagem no palato triangular. pg.61
- Tabela 10.10** : Análise da variância e teste F para o modelo. pg.63
- Tabela 10.11** : Análise de variância e teste F para variável “desajuste”, em função dos fatores: tipo de palato, tempos e cortes. Dados transformados com raiz quadrada. pg.66

ABREVIATURAS

°F	- grau Fahrenheit
psi	- pound square inche
seg.	- segundo
min	- minuto
%	- por cento
°C	- grau Celsius
et al.	- et alli
mm	- milímetro
n°	- número
o	- grau
Fig.	- figura
LM	- linha média
PMPD	- ponto médio palatino direito
PMPE	- ponto médio palatino esquerdo
CRD	- crista do rebordo direito
CRE	- crista do rebordo esquerdo
FSD	- fundo de sulco direito
FSE	- fundo de sulco esquerdo
PMVD	- ponto médio vestibular direito
PMVE	- ponto médio vestibular esquerdo

RESUMO

2- RESUMO

Neste trabalho foram analisadas as influências das formas geométricas dos palatos (triangular, oval e plano) e os tempos de armazenagem em água a $37\pm 2^{\circ}\text{C}$ (24 horas, 15 e 30 dias) na adaptação das bases de próteses totais superiores confeccionadas com resina acrílica polimerizada termicamente.

A metodologia consistiu na confecção de próteses totais superiores à partir de modelos mestres de gesso, devidamente duplicados em moldeiras individuais com silicona por adição e gesso pedra tipo IV.

Após enceramento, inclusão, polimerização e demuflagem, as peças protéticas foram armazenadas em água nos períodos previamente determinados. Posteriormente, com auxílio de um aparelho específico adaptado à uma mesa de fixação, foi possível controlar o assentamento final das próteses sobre os respectivos modelos mestres e sua fixação com adesivo instantâneo.

Orientados por guias existentes na própria mesa de fixação, foram realizados cortes padronizados com serra manual, correspondentes as regiões do selado periférico posterior ("post-dam"), fossas centrais dos primeiros molares e regiões distais dos caninos. Os desajustes entre as bases de resina acrílica e os modelos mestres foram mensurados com um microscópio comparador linear.

Os resultados indicaram que existe uma significância estatística ao nível de 5 % nas formas geométricas do palato tendo o palato plano apresentado os menores desajustes. O palato triangular demonstrou os maiores valores de desajuste entre a base de resina acrílica e o modelo de gesso.

As localizações dos cortes também apresentaram valores significantes estatisticamente, sendo que o corte mais posterior (corte I) revelou os maiores desajustes, seguido pelos cortes II e III, respectivamente.

Os períodos de armazenagem em água destilada a 37 ± 2 °C não demonstraram qualquer significância estatística entre os dados.

Desta maneira, os resultados indicaram que a região do “post-dam” foi a mais desfavorável à adaptação em prótese total, tendo a forma geométrica triangular do palato contribuído para o aumento dos desajustes que poderão interferir na retenção e estabilidade de próteses totais superiores.

Palavras-chave: Resina Acrílica Dental
Prótese dentária Completa
Materiais Dentários

INTRODUÇÃO

3 -INTRODUÇÃO

As reabilitações orais executadas com as próteses totais constituem uma das práticas mais antigas na Odontologia.

Segundo SEARS³⁴, as primeiras próteses totais artificiais corretamente construídas foram confeccionadas após uma borracha dura ter sido patenteada por NELSON GOODYEAR, em 1851. Muitos outros tipos de materiais para base de próteses totais foram experimentados e comparados com a vulcanite, especialmente após 1900. Alumínio estampado, ouro, celulóide, resina de fenol-formaldeído, acetato e cloreto polivinílico, dentre outros, foram usados como base de próteses totais entre 1911 a 1937.

WOELFEL & PAFFENBARGER⁴⁷ (1959) e PICKETT & APPLEBY³¹ (1970), relataram que em 1937 surgiu o metil-metacrilato, uma resina acrílica que substituiu praticamente todos os materiais até então usados na confecção de prótese total. Posteriormente, DOLDER¹⁴ em 1943, constatou sua superioridade ao observar que as alterações dimensionais apresentadas pelas próteses totais superiores de vulcanite eram maiores que as confeccionadas com resina acrílica.

Contudo, em 1942, PRYOR³³ já comentara acerca das tensões internas deste material, dizendo estar ciente de que eram produtos de fatores peculiares às resinas acrílicas ou aos métodos de processá-la.

A literatura respectiva é muito ampla e vasta, documentando experimentos que visam eliminar ou pelo menos diminuir os desajustes das bases de próteses totais à mucosa oral, poucos resultados satisfatórios foram conseguidos.

Inovações como a utilização de fibras ou o uso de telas introduzidas na massa da base, bem como mudanças nos procedimentos de prensagem e

polimerização usando técnicas de injeção, alívios nas técnicas de prensagem, alterações nos ciclos de polimerização, polimerização por meio de calor com microondas e armazenagem das peças em água previamente à instalação foram algumas tentativas de conseguir melhor adaptação junto à fibromucosa. Desta maneira, foi possível obter melhores condições de retenção e estabilidade das peças protéticas, buscando um restabelecimento próximo do normal nas funções originais do sistema mastigatório (LOVE²⁶).

Em 1979, LORTON & PHILLIPS²⁵, concluíram que as trocas dimensionais na resina acrílica eram suficientes para que ocorresse o desajuste da prótese total sobre o modelo de gesso, principalmente quando a resina atingisse temperatura superior a 90^o C. Observaram também que os fatores responsáveis por essa alteração são muito mais complexos do que previamente mostrados, podendo ser resultantes de fatos que ainda não estão bem entendidos.

Atualmente existem ainda grandes dificuldades na confecção das próteses totais, que adicionadas às limitações dos materiais utilizados e ainda, às próprias condições bucais do paciente, fazem com que este tipo de prótese seja considerada um tipo de reabilitação oral dos mais complexos.

Assim, este trabalho tem como objetivo estudar o comportamento das distorções dimensionais ocorridas na resina acrílica polimerizada termicamente durante o processamento.

REVISÃO DA LITERATURA

4-REVISÃO DA LITERATURA

4.1 - ALTERAÇÕES DIMENSIONAIS

A adaptação de uma prótese total é dependente de vários fatores como a contração de polimerização, que se evidencia, com freqüência, pela falta de ajuste na região correspondente ao palato.

SWEENEY⁴², em 1939, verificou distorções dimensionais em nove próteses totais, construídas de acordo com as orientações do fabricante. Elas foram armazenadas em água por 15 dias e depois recolocadas nos respectivos modelos mostrando um espaço de 1 a 2 mm na área palatina, sendo que as próteses totais de resina acrílica apresentaram as menores alterações, e conseqüentemente, a melhor adaptação.

Segundo KERN²³, em 1941, “qualquer alteração dimensional que possa ocorrer numa prótese total, seja durante ou após a polimerização, afetará a sua adaptação”.

PRYOR³³, em 1942, estudou mudanças no método de condicionamento das resinas acrílicas dentro da mufla desenvolvendo o método de injeção do molde procurando melhorar o processo de polimerização para que não ocorressem tensões internas no material e conseqüentemente mudanças na oclusão das próteses totais previamente estabelecidas em articulador.

SKINNER & COOPER³⁹, em 1943, preocupados com o problema de adaptação da base de próteses totais na região posterior, observaram 100 bases de resina acrílica em condições idênticas, alterando apenas o isolante utilizado. Verificaram que a adaptação das bases foram melhores quando os modelos foram isolados com lâmina de estanho. Outra observação feita pelos autores foi o aumento no volume das resinas acrílicas quando imersas

em água e as diferentes direções de contração de polimerização durante seu processamento.

De acordo com as observações de HARMAN²¹, em 1949, os corpos de provas cortados em diferentes secções apresentaram aspectos distintos. As amostras da região fina palatina são as mais fracas, dimensionalmente menos estáveis do que as amostras das regiões mais espessas de uma mesma prótese total.

STECK⁴¹, em 1950, observou que o fator forma da prótese total, somado à contração linear horizontal tendem a aumentar na região palatina e afastá-la do modelo.

Ainda em 1950, ALDROVANDI¹ constatou um afastamento na região do arco palatino, usando diferentes técnicas e métodos de polimerização.

PEYTON²⁸ também, em 1950, estudou diferentes ciclos de polimerização das resinas acrílicas devidamente preparadas na proporção recomendada pelo fabricante (pó/líquido 3/1), utilizando os métodos de infravermelho, por indução ou elevar a temperatura até 165 F em uma hora e meia e depois água fervente durante uma hora. Todas as amostras foram resfriadas à temperatura ambiente e demonstraram que os métodos de aquecimento à seco (indução e infravermelho) produzem resultados satisfatórios.

SKINNER³⁷, em 1951, estudando as resinas acrílicas, particularmente o poli-metil-metacrilato, afirma que em alguns casos, o aumento na dimensão das próteses totais durante a imersão em água ou saliva, poderia compensar a contração de polimerização. Também procurou mostrar que a base de resina acrílica não contrae igualmente em todas as direções durante a polimerização.

GRUNEWALD et al.²⁰, em 1952, analisaram o aumento de peso em amostras de resina acrílica feitas pelas técnicas de injeção e compressão, armazenadas em água a 21°C. Os autores concluíram que após 100 dias de observação o peso manteve-se constante. O aumento na dimensão vertical de oclusão depois das próteses concluídas, segundo os autores, foi acentuado devido falhas durante os passos laboratoriais executados.

Em 1959, WOELFEL et al.⁴⁸ estudaram as mudanças dimensionais ocorridas em 8 tipos de resinas e 6 tipos de processamento após polimerização e 12 meses de uso. Os autores observaram que as maiores mudanças dimensionais lineares das próteses totais ocorriam durante o processamento. Após 2 e 6 anos de uso, as peças protéticas demonstraram mudanças de tamanho mínimas (menores que 0,3 mm). Foi também observado, que as próteses totais superiores se alteram ligeiramente menos que as inferiores, sendo que as mais grossas demonstraram menores alterações dimensionais.

ANTHONY & PEYTON³, em 1959, apresentaram um método para comparar o contorno interno das próteses totais com o do modelo mestre. Para esse estudo, foi desenvolvido um método que utilizava um comparador modificado, para reproduzir o contorno da prótese total na sua relação com o modelo de gesso, de tal modo que os desajustes em alguns pontos poderiam ser mensurados. Os contornos eram reproduzidos na forma de um gráfico e uma série de medidas foram realizadas na direção transversal e ao longo eixo da linha mediana nas regiões correspondentes à crista do rebordo, fundo de sulco vestibular, linha média, vertente vestibular do rebordo e porção média do palato.

Em 1959, WOELFEL & PAFFEMBARGER⁴⁷ descreveram um breve histórico sobre o surgimento das resinas acrílicas em um estudo para determinar até quando uma alteração dimensional que ocorria através da

região posterior de uma prótese total superior afetava sua adaptação e função. Segundo os autores, as alterações de 0.5 mm na região posterior não ocasionaram má adaptação ou desconforto, mas quando este valor era de 0.9 mm, não apresentavam boas características retentivas.

WOEFEL et al.⁴⁹, em 1960, verificaram as alterações nas próteses totais durante a polimerização, levando em consideração sua espessura. Para tanto, agruparam-nas em quatro tipos, sendo superiores finas e espessas, inferiores finas e espessas. A média volumétrica das bases depois de polidas foram de 11 ml para as superiores finas, 20 ml nas superiores espessas, 11 ml nas inferiores finas e 25 ml para as inferiores espessas. Os autores concluíram que o padrão geral da alteração dimensional foi o mesmo para todos os tipos. Contudo, as menores médias de alteração ocorreram nas bases espessas foram menores e as próteses totais superiores possuíam menores distorções que as inferiores.

PEYTON e ANTHONY⁵ em 1963, estudaram a adaptação das próteses totais confeccionadas por 19 tipos diferentes de procedimentos, compostos à partir de 8 tipos de materiais. O método utilizado foi a mensuração dos desajustes entre a sobreposição de dois traçados, confeccionados por um comparador modificado, correspondentes a superfície interna da prótese total e o contorno do modelo mestre de gesso. Foram estabelecidos 9 pontos de mensuração abrangendo o fundo de sulco vestibular, crista do rebordo alveolar, vertente média vestibular do rebordo, terço médio palatino e linha média. Neste estudo os autores concluíram que o tempo de estocagem em água dos 8 tipos de resinas não apresentaram grandes mudanças nos períodos de 24 horas e 8 meses.

Em 1965, WOELFEL et al.⁵⁰ afirmou que as diferenças na contração de polimerização entre as próteses totais do mesmo material são ocasionadas pelas variações na forma e tamanho das mesmas e que a

espessura é especialmente importante porque governa a dureza, limitando assim o grau de contração.

PICKETT & APPLEBY³¹, em 1970, relataram um histórico do surgimento das resinas acrílicas juntamente com suas vantagens e desvantagens. Segundo os autores, a principal desvantagem seria as alterações dimensionais deste material, produzindo muitos espaços entre os modelos de gesso e as bases. Estes desajustes seriam resultantes da contração de polimerização e das diferenças no coeficiente de expansão térmica da matriz, do modelo e da resina.

WINKLER et al.⁴⁵, em 1971, concluíram em seu trabalho que a diferença na contração durante a polimerização pode ser usualmente ocasionada pelas variações na espessuras das próteses totais enceradas e a média de contração de molar a molar nas base finas, em todos os materiais testados, foi de aproximadamente duas vezes maior do que as em base espessas. Isto acontece porque quando as próteses totais polimerizadas são removidas de seus modelos, aquelas com secção mais espessa são rígidas o bastante para resistir à liberação tensões acumuladas durante a polimerização.

CARVALHO⁹, em 1972, estudou as principais alterações dimensionais das resinas acrílicas usadas em bases de aparelhos protéticos totais, indicando a maneira mais correta de se proceder para que as distorções sejam as menores possíveis. Relacionou em seu estudo a contração de polimerização, porosidade, sorção de água e a distorção dimensional. Diante disto, concluiu que a resina após condensada na mufla sem parafusos deverá ser mantida sob pressão constante em uma prensa dotada de molas; é preciso mantê-la no mínimo duas horas antes do início do processo de polimerização; deve haver dois estágios (duas horas à 70 °C e 30 minutos a 100 °C); o resfriamento da mufla deverá também ser lento e gradual, à

temperatura ambiente, sendo a prótese armazenada em água após sua retirada da mufra.

LE PERA²⁴, em 1973, descrevendo a importância do exame clínico previamente a reabilitação oral, observou que as formas geométricas do palato (ova, triangular e plano) poderão influenciar no desempenho biológico e mecânico de uma prótese total. Segundo o autor, o palato triangular apresentou condições menos favoráveis, principalmente quando associado à torus palatino localizados na região posterior.

WOELFEL⁴⁶, em 1977, estudou a adaptação das próteses totais superiores e inferiores, sendo 73 in vivo e 113 in vitro processadas com 12 tipos de materiais e seguindo as recomendações dos fabricantes. O estudo baseou-se na análise do vedamento posterior sobre o modelo de trabalho após polimento e o selamento ocorrido na boca, nos cortes transversais do modelo de gesso alterando o método de inclusão, nas medidas das distâncias entre molares no término do enceramento e após o polimento e na análise do afastamento do pino incisal em um articulador Hanau antes e depois da polimerização das próteses. Concluiu que após armazenamento em água, as amostras apresentaram aumento do volume e quanto maior a espessura da prótese total, menores eram as distorções. As próteses superiores apresentaram menores distorções que as inferiores e não houve significância clínica nas alterações do grau de contração da distância de molar a molar.

GAY & KING¹⁵, em 1979, estudaram a relação entre espessura da resina acrílica e tempo de polimerização. Os resultados obtidos mostraram que espessuras superiores à 3 mm de resina acrílica não poderiam ser polimerizadas com ciclo curtos e/ou alta temperatura. Desta maneira, os autores concluíram que um ciclo de polimerização de 9 horas a 75°C evitaria possíveis porosidades internas em bases de resina espessas.

deGEE et al.¹⁶, em 1979, estudaram resinas acrílicas quimicamente e termicamente ativadas com o objetivo de estabelecer procedimentos de mensuração para melhor visualizar as alterações das bases em próteses totais superiores. Duas bases em cada tipo de resina foram polimerizadas e mensuradas após a demuflagem. Uma amostra foi armazenada em água à 37°C e outra em temperatura ambiente. Cada mensuração era repetida entre um período de 2 meses. Concluíram que a resina termicamente polimerizada apresentava maiores distorções dimensionais e durante os 2 meses de estocagem em água as distorções diminuíram ao decorrer deste período.

LORTON & PHILLIPS²⁵, em 1979, descreveram que as mudanças dimensionais das resinas acrílicas poderiam provocar desajustes prévios nos modelos de gesso quando a temperatura de polimerização utilizada for de 90°C ou mais. Observaram pouca correlação entre as mudanças na distância molar-molar e a adaptação, indicando que as alterações dimensionais eram complexas e produtos de fatores não totalmente compreendidos. Procedimentos inadequados de acabamento da resina acrílica poderiam aumentar as alterações dimensionais.

GLAZIER et al.¹⁸, em 1980, estudaram o relacionamento da altura do rebordo alveolar e a influência dos dentes artificiais de resina e porcelana nas alterações do selamento posterior das bases em próteses totais. Suas conclusões foram baseadas à partir da análise computadorizada dos desajustes entre as bases de resina acrílica e os modelos de gesso. Os resultados indicaram que não houve significância estatística entre material dos dentes artificiais e desajuste posterior das bases de resina acrílica. Porém, foi observado que a altura do rebordo é inversamente proporcional ao selamento posterior das próteses totais.

Em 1982, COLÓN et al.¹¹ analisaram a forma do palato na região posterior e sua influência na retenção em prótese total quando aplicava uma força de deslocamento nas regiões posterior, média e anterior. Concluíram que o deslocamento na região posterior é mais fácil do que na anterior sendo influenciado pela forma do palato (inversamente proporcional ao ângulo formado na rafe palatina), qualidade de selamento posterior e comprimento da base. Os autores observaram que a forma do palato era diretamente relacionada com a retenção da prótese total e que poderia influenciar na seleção do tipo de selamento posterior.

GLANTZ & STAFFORD¹⁷, em 1983, escreveram sobre as deformações de uma prótese total na região posterior. Sob o ponto de vista destes autores, as alterações estruturais ocorreram tanto na fase de processamento como também na mastigação, isto é, no ato de morder ou durante os movimentos contactantes.

Em 1984, SKINNER³⁵ observou a importância dos cuidados durante os passos laboratoriais no processamento da resina acrílica. O autor descreveu que o resfriamento rápido da mufla produziu tensões internas na massa de resina acrílica tendo como resultado final uma alteração dimensional maior, podendo prejudicar a retenção e estabilidade da prótese total.

MORRIS et al.²⁷, em 1985, relacionaram o contorno do palato com a resistência à flexão. Utilizaram três modelos padrões que, segundo o grau de profundidade do palato, era classificado como raso, médio e profundo. Base de prova com espessuras de 1, 2, 3 mm em grupos de 5, para cada tipo de palato eram confeccionadas. Após a polimerização as próteses eram armazenadas em água a 37 °C por 48 horas. A conclusão obtida era que um aumento na espessura da base é capaz de aumentar a resistências das bases nos palatos mais rasos, mas isto implica em um aumento considerável da

prótese. Por isso, sugerem o uso de estrutura de metal no interior da resina e o perfeito ajuste oclusal para aumentar a resistência à fratura.

POLYZOIS et al.³², em 1987, conduziram uma pesquisa para avaliar e comparar a estabilidade dimensional de três tipos de resinas de rápida polimerização, uma convencional e outra resina de alto impacto processada em um ciclo longo de cura. Os resultados mostraram que todos os cinco tipos de resinas sofrem contração. As medidas obtidas de borda-borda e molar-molar possuem alterações de 0,5 mm e 0,2 mm respectivamente. As próteses superiores processadas com água em ebulição apresentam menores distorções na região da linha média comparada com a polimerização com temperatura convencional. Ainda concluíram que estas alterações são clinicamente insignificantes e estudos clínicos posteriores tornam-se necessários para a comprovação clínica.

CHEN et al.¹⁰, em 1988, estudaram a estabilidade dimensional das bases de resina acrílica em maxilares superiores comparando a espessura em duas marcas comerciais (Lucitone e Hirco) polimerizadas em diferentes ciclos. As espessuras testadas foram 1,5 mm, 3 mm e 5 mm em dois ciclos de 165 F por 9 horas e 165 F por 1 hora mais 212 F por 30 minutos. Através de medidas lineares entre os molares e na região posterior do palato com o auxílio da microscopia, concluíram que o Lucitone apresentava menor acuracidade dimensional quando possuía 5 mm de espessura e era polimerizada com ciclo curto e resfriada na água corrente. O espaço observado entre a prótese e o modelo na área posterior constituía-se em uma discrepância visual estabelecida entre 0,23 mm a 0,58 mm concluindo os autores que este espaço era de difícil correção.

BAEMMERT et al.⁶, em 1990, utilizaram um sistema de mensuração por meio de um computador gráfico de Michigan para determinar o efeito dos dentes artificiais na acurácia dimensional das bases de próteses totais

confeccionadas com 2 tipos de resina acrílica em dois ciclos de polimerização. A conclusão foi que a presença dos dentes artificiais melhorava a estabilidade dimensional da base de resina acrílica. Por outro lado, a polimerização convencional produz melhor fidelidade dos detalhes do que a técnica por injeção.

CORREA¹², em 1994, relatou que a confecção de uma prótese total necessita de cuidados nas diversas etapas clínicas e laboratoriais que poderão prejudicar totalmente o resultado final desejado. Uma delas seria o processamento da prótese, onde existe a possibilidade de haver alteração dimensional na região posterior. Por isso, na região das "foveolas palatinas" fez-se orifícios na tentativa de se minimizar essa alteração, como também avaliar a hipótese de se aumentar a espessura da base nesta região. Os resultados obtidos indicaram que a utilização de bases com dupla espessura no palato diminuía a alteração dimensional em relação aquelas com menor espessura.

4.2 - SORÇÃO DE ÁGUA

SWEENEY et al.⁴³, em 1942, estudaram as propriedades físicas, entre elas a sorção de água, dos materiais utilizados para base de próteses à base de resina de metil metacrilato, resina de estireno acrílico, resina vinil acrílica, compostos de celulose e vulcanite, em diferentes formas de apresentação. A conclusão estabelecida à respeito da sorção de água era que havia um aumento nas dimensões das próteses quando ficavam imersas em água, principalmente aquelas confeccionadas em metil metacrilato.

PEYTON & MANN²⁹, em 1942, analisaram algumas propriedades físicas das resinas acrílicas e estireno-acrílicas, dentre elas, as alterações lineares durante e depois do processamento, contração volumétrica e sorção

de água. Concluíram que o processamento em banho de água fervente no intervalos de 60 a 90 minutos foram o mais adequados. Poucas diferenças foram encontrada em ambas as resinas quanto às propriedades físicas. Quanto à vida média, a resina de metil-metacrilato demonstrou maior estabilidade. Os autores observaram que as propriedades das resinas poderiam ser satisfatórias na medida em que forem utilizadas com discernimento, e estando diretamente relacionadas à experiência de quem irá processá-las bem como as suas propriedades físicas. Verificaram também, que as amostras de ambas as resinas absorveram água após seu armazenamento .

SKINNER³⁶, em 1949, descrevendo sobre as resinas acrílicas de poli metil metacrilato diz que elas são os melhores materiais para a confecção de bases de próteses. Neste trabalho concluiu que o processamento por injeção no molde possuía melhor estabilidade na dimensão vertical da prótese do que o método de compressão do molde. Relatou ainda que as resinas sofrem sinérese e embebição, a expansão provocada pela sorção de água compensou a contração de polimerização e que o processamento térmico com temperatura menor que 75⁰C diminuiu o grau de distorção das bases polimerizadas.

HARMAN²¹, em 1949, relatou que as propriedades mais significantes das base de próteses totais são sua fidedignidade na reprodução dimensional, sua estabilidade e sua resistência. O autor estudou os efeitos do tempo e temperatura na polimerização das bases de metil metacrilato, submetendo-os a 3 ciclos de polimerização em banho de água quente: a- 71⁰ C por 2 horas e meia; b- à partir da temperatura ambiente, obtendo a fervura em uma hora e mantendo em ebulição por 15 minutos; c- 71⁰ C por 2 horas e meia e fervendo por 15 minutos. Após a obtenção dos corpos de prova, cortou-os em 2 partes, colocando metade em um dessecador à temperatura

ambiente e a outra em água destilada a 37^o C. As amostras foram medidas e pesadas a cada dia na primeira semana, a cada semana no primeiro mês, a cada mês nos primeiros 6 meses e em intervalos iguais ao longo de 19 meses. Observou que todas as amostras apresentaram similaridade quando colocadas na água, aumento de peso durante a primeira semana e atingindo o máximo após 40 dias, mantendo-se praticamente igual até o final do experimento. As amostras armazenadas no dessecador, perderam peso e tiveram alterações dimensionais.

SKINNER & CHUNG³⁸, em 1952, estudaram a influência da sorção de água na retenção das próteses totais. O período de imersão foram respectivamente de 16, 31 e 56 dias. Os resultados indicaram que houve um aumento gradual na retenção até 30 dias de imersão, mantendo-se constantes nos demais. Porém, concluíram que apesar deste aumento dimensional provocado pela sorção de água, não era suficiente para compensar na totalidade a contração de polimerização.

CAMPBELL⁸, em 1956, estudou “in vitro” e “in vivo” as alterações provocadas pela sorção de água em resinas processadas com os métodos de injeção e compressão. Foi observado que o armazenamento em água provocava alterações nas resinas estudadas por um período de tempo considerável, principalmente nas 3 primeiras semanas após a cura. O autor concluiu que a absorção de água nas bases, provocaram um aumento de volume, aumentando a retenção das próteses e compensando totalmente a contração original.

ANTHONY & PEYTON⁴, em 1962, estudaram a influência da sorção de água na precisão dimensional das resinas acrílicas ativadas térmica e quimicamente, sendo processadas pela técnica de compressão e de injeção. Com o auxílio de um dispositivo pantográfico, foi possível a mensuração das distâncias entre a base e o modelo padrão em 9 pontos distintos, após um

período de armazenagem em água de 8 meses. Observaram que as resinas quimicamente ativadas e a técnica de injeção foram as que apresentaram melhores resultados. Durante o período de estocagem em água ocorreu um aumento na adaptabilidade das bases de resina acrílica.

BRADEN⁷, em 1964, estudando a sorção da água pelas resinas acrílicas e outros materiais, afirmou que este fenômeno é bastante importante pois está acompanhado de alterações dimensionais, e sua cinética obedece as leis matemáticas de difusão. Os dois parâmetros necessários para definir o processo de absorção e dissorção de água são o coeficiente de difusão e o equilíbrio de concentração das moléculas de água no interior exterior do corpo de prova. Os tempos requeridos para saturar ou ressecar um corpo de prova podem ser previstos. Considerou ainda que este processo encontra-se intimamente ligado às variações na temperatura usadas para o processamento.

LOVE et al.²⁶, em 1967, estudando a importância das condições não sistêmicas na saúde da mucosa oral através de um questionário respondido pelos pacientes portadores de próteses totais concluíram após análise estatística, que a adaptação da peça protética à fibromucosa era um fator determinante de grande importância nas alterações histológicas da mucosa. Outra observação feita pelos autores foi a redução drástica da inflamação destes tecidos com a remoção das próteses totais durante o período noturno e o uso de uma escovação tanto da mucosa com das próteses totais.

deGEE et al.¹⁶, em 1970, utilizaram uma técnica de mensuração que propiciava obter informações mais rápidas sobre a área chapeável das bases de cinco tipos de resina acrílica. Para cada tipo do material eram confeccionadas duas bases sem a presença dos dentes e as mensurações feitas logo após a remoção da mufla e com dois meses de armazenagem em água. Observaram que a resina com maior distorção foi a termo

polimerizável com ligações cruzadas ficando a auto polimerizável com a menor distorção. Em todos os grupos de resinas, o armazenamento em água diminuiu a distorção até o período de dois meses.

GOODKIND & SCHULTE¹⁹, em 1970, compararam a estabilidade dimensional das resinas polimerizadas térmica e quimicamente. Com o auxílio de um modelo mestre foi usado um grupo de amostra de 15 próteses totais para cada um dos dois grupos. Após 6 meses de armazenamento em água concluíram que ambas distorcem, sendo a autopolimerizável em maiores valores. Porém afirmaram que estas distorções não são significativas clinicamente.

STAFFORD et al.⁴⁰, em 1980, analisaram as propriedades de 5 tipos de resinas polimerizadas termicamente de alto impacto (Hirco, Impact, Lucitone 199, Trevalon HI, Vinalene), uma termopolimerizável padrão (Trevalon), uma autopolimerizável (De Treys Sc), uma termopolimerizável de ciclo rápido (Acron Rapid) e uma resina fluída (Pour-n-Cure). Todas as resinas polimerizadas termicamente passaram por um ciclo de cura de 14 horas a 70 °C, sendo a de rápida polimerização processada por 20 minutos a 100 °C. Para a análise da precisão tridimensional, as amostras foram polimerizadas em modelos de gesso reproduzidos a partir de um modelo mestre por moldes de silicone. As medidas foram feitas 24 horas e 30 dias após a polimerização, sendo imersas em água durante este período. Concluíram que durante a cura, todas as resinas contraíram e quando armazenadas em água expandem-se. As análises estatísticas mostraram que ocorreram diferenças significativas entre os materiais testados sendo a resina polimerizada por ciclo rápido que apresentou maior contração de cura e as resinas termopolimerizável (padrão rápido) exibiu expansão significativa quando armazenadas em água por 30 dias mas sem relevância clínica.

HUGGET et al.²², em 1984, estudaram a estabilidade dimensional associado ao ciclo de polimerização convencional de resina acrílica, tendo em algumas das técnicas um período final em água fervente. Os ciclos usados eram 14 horas a 70 °C, 14 horas a 70 °C mais 3 horas a 100 °C, água em ebulição retirando a fonte de calor por 20 minutos até a temperatura de 68 °C e mantida por mais 20 minutos, retornando a ebulição por mais 20 minutos e o último ciclo era de água em ebulição com remoção da fonte de calor por 20 minutos e retornando ao ponte de ebulição por mais 10 minutos. Os modelos possuíam demarcações que eram reproduzidas pela resina e medidas após a polimerização e após a saturação em água a 37° C por um mês, acompanhando as medidas do modelo de gesso sobre dos quais foram processadas. Os resultados observados foram que todas as bases sofreram contração e apresentaram expansão após saturação em água, mas não compensaram a pequena contração prévia (1%). O aumento da temperatura da água para 100 °C prejudicou a precisão dimensional da base da prótese, apesar que segundo o autor não ter significado clínico.

ALL-MULLA et al.², em 1989, estudaram os efeitos da sorção de água em de dois tipos de salivas artificiais nas propriedades mecânicas de uma resina convencional (Trevalon), uma de alto impacto (Trevalon HI), uma auto polimerizável (De Trey SOS) e uma foto polimerizável (Triad). As soluções de saliva artificial foram selecionadas com base em características similares à saliva natural. Os resultados encontrados foram comparados aos efeitos da sorção de água sobre os mesmos materiais. Os autores observaram que o coeficiente de difusão foi diferente quando comparado com as amostras de saliva artificial mais viscosas com a menos viscosas. Uma das conclusões finais foi que o equilíbrio entre absorção e adsorção de água ocorreu em 28 dias de armazenamento não importando o meio aquoso utilizado.

DIXON et al.¹³, em 1992, sabendo que as resinas acrílicas utilizadas para bases de próteses totais apresentavam uma expansão quando imersas em água, estudou a mudança dimensional de três tipos de resinas, sendo uma termopolimerizável com ciclo longo e curto de cura, uma autopolimerizável e uma polimerizada por luz visível. Os resultados foram coletados após o processamento e depois de períodos de armazenagem em água de 30, 60 e 90 dias. Observaram que após 90 dias de estocagem apenas a resina autopolimerizável apresentava as mesmas dimensões iniciais, porém, as mudanças ocorridas nos grupos não seriam detectáveis clinicamente.

TURCK et al.⁴⁴, em 1992, analisaram a adaptação das bases de próteses totais comparando três tipos de resinas com três técnicas de polimerização, sendo; 1) resina convencional polimerizada em banho de água por 9 horas a 185^o F, seguido de 30 minutos de água fervente, sob pressão de 3,5 psi; 2) resina para microondas polimerizada por 3 minutos 500W sob pressão de 3,5 psi; 3) resina ativada por luz visível durante 12 minutos sob pressão manual. Após o polimento, pesagem e estocagem por 17 dias em água deionizada, as alterações dimensionais foram verificadas com o auxílio de um sistema computadorizado - Sistema Michigan MCGCMS que mede tridimensionalmente o espaço entre a base e o modelo. Concluíram que este método é preciso eliminando erros posicionais e possibilita a verificação de diferentes distorções em áreas específicas, indicando valores médios de 0,94±1,3 mm, 0,99±1,4 mm e 1,2±1,5 mm para a técnica convencional, a por microondas e a fotoativada respectivamente. Porém não houve diferença significativa entre as técnicas.

PHILLIPS³⁰, em 1993, descreveu que existe inúmeros ciclos de polimerização sendo o mais aceito, aquele que utiliza um tempo de 9 horas a 74 °C sem ebulição ao final. Também observou que a contração de polimerização nas resinas acrílicas era resultado da alteração na densidade do monômero durante o ciclo de polimerização. Possivelmente, esta contração seria distribuída por toda a superfície da base da prótese total. Somente desta maneira, foi possível explicar como um material que apresentava alta contração volumétrica podia ser usado para confecção de próteses totais clinicamente satisfatórias. O autor observou, que a sorção de água seguia as leis da difusão, afastando as macromoléculas e aumentando o volume do material. Porém, este aumento volumétrico somente poderia compensar totalmente a contração de polimerização na ausência de possíveis tensões internas induzidas durante seu processamento.

PROPOSIÇÃO

5 -PROPOSIÇÃO

Dentro das condições experimentais conduzidas neste trabalho, propomos a determinar:

- 1- o grau de adaptação ocorrida na base de resina acrílica polimerizada termicamente, sob a influência da geometria do palato (triangular, oval e plano); e,
- 2- a influência do armazenamento em água, nos períodos de 24 horas, 15 e 30 dias, na recuperação da adaptação das bases de resina acrílica .

MATERIAIS E MÉTODO

6 - MATERIAIS E MÉTODO

6.1 - MATERIAIS

MATERIAIS	FABRICANTES	MARCA COMERCIAL
Resina Acrilica Ativada Termicamente	Artigos Odontológicos Clássico Ltda.	Clássico
Silicona por Adição Silicona	Bayer Dental S.A. Reforplás Ind. e Com. Ltda.	Provil RTV- 3120
Dentes Artificiais de Resina Acrilica	Dentsply	Trubyte

6.2 - MÉTODO

6.2.1- OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS

6.2.1.1 - CONFECÇÃO DOS MODELOS MESTRES

O primeiro passo executado foi a obtenção de dois modelos superiores do mesmo paciente, portador de uma desdentado total maxilar com acidentes anatômicos pouco acentuados e ausência de retenções na vertente vestibular do rebordo.

Com auxílio de uma lâmina de PVC (Bio-Art) de 3 mm de espessura foi confeccionada uma moldeira individual, sendo a superfície correspondente à região palatina recortada juntamente com o modelo de gesso. Em seguida, com a moldeira recortada posicionada no outro modelo, foi fixada uma folha de papel alumínio perfeitamente adaptada ao palato.

O conjunto moldeira-papel alumínio foi novamente reposicionado sobre o modelo recortado e com o auxílio de matrizes representando as três formas geométricas do palato (confeccionadas em resina acrílica quimicamente

polimerizada) perfeitamente adaptadas à moldeira, tornou-se possível a obtenção de três modelos com tamanhos definidos, representando as formas geométricas do palato preconizadas por LE PERA²⁴ (Fig. 6.1):

- a- plana;
- b- triangular;
- c- oval.

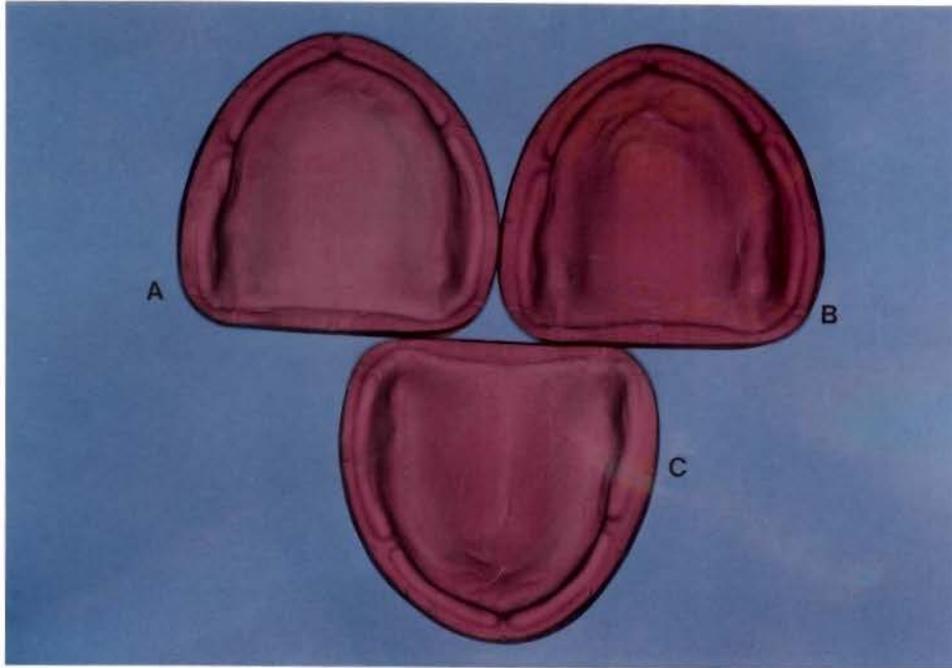


Figura 6.1 - Modelos mestres nas três formas geométricas do palato.
a- plana, b- oval e c- triangular

6.2.1.2 - GRUPOS DE AMOSTRAS

A pesquisa foi composta por nove grupos de amostras, à partir da combinação de três tipos de palatos com três períodos de estocagem em água a 37 ± 2 °C;

- 6.2.1.2.1- modelos com palato plano e armazenagem em água por 24 horas (controle);

- 6.2.1.2.2- modelos com palato plano e armazenagem por 15 dias em água;
- 6.2.1.2.3- modelos com palato plano e armazenagem durante 30 dias;
- 6.2.1.2.4- modelos com palato triangular e armazenagem em água por 24 horas (controle);
- 6.2.1.2.5- modelos com palato triangular e 15 dias de armazenagem;
- 6.2.1.2.6- modelos com palato triangular e 30 dias de armazenagem;
- 6.2.1.2.7- modelos com palato oval e armazenagem por 24 horas (controle);
- 6.2.1.2.8- modelos com palato oval e 15 dias de armazenagem;
- 6.2.1.2.9- modelos com palato oval e 30 dias de armazenagem.

As repetições de cada grupo foram obtidas à partir de moldes de borracha RTV- 3120 (Reforplás Ltda.), preenchidos sobre vibração (SGAI), com gesso pedra tipo IV (100 gr de pó/ 23 ml água) espatulado à vácuo (Whip-Mix).

6.2.2 - CONFECÇÃO DAS PRÓTESES TOTAIS

O primeiro passo foi a confecção de moldeiras individuais em resina acrílica polimerizada quimicamente (Clássico), com espessura uniforme de 2 mm, obtidas com um laminador (Domitti*).

Após a polimerização do material, procedia-se o ajuste das bordas da moldeira no fundo de sulco. O passo seguinte envolveu a moldagem funcional com silicona por adição Provil-M (Bayer Dental), seguindo as instruções do fabricante. As moldeiras individuais foram perfuradas e o adesivo (Bayer Dental) foi aplicado para a melhor estabilização do material moldador, durante o movimento de retirada do molde.

* Modelador Superior de Moldeiras Individuais Domitti, patente 9.200563-2 - protocolo INPI

O preenchimento dos moldes com gesso tipo pedra IV (Vel-Mix, Kerr) espatulado à vácuo (Wip-Mix), foi efetuado com auxílio de um vibrador (SGAI).

Lâminas de PVC (Bio-Art) de 3 mm de espessura, foram adaptadas aos modelos com auxílio de um aparelho à vácuo (Plastivac P5- Bio-Art), permitindo a obtenção de uma base uniforme de 1,5 mm de espessura (CHEN et al.¹⁰), após 1 min e 55 seg. de plastificação (Fig. 6.2).

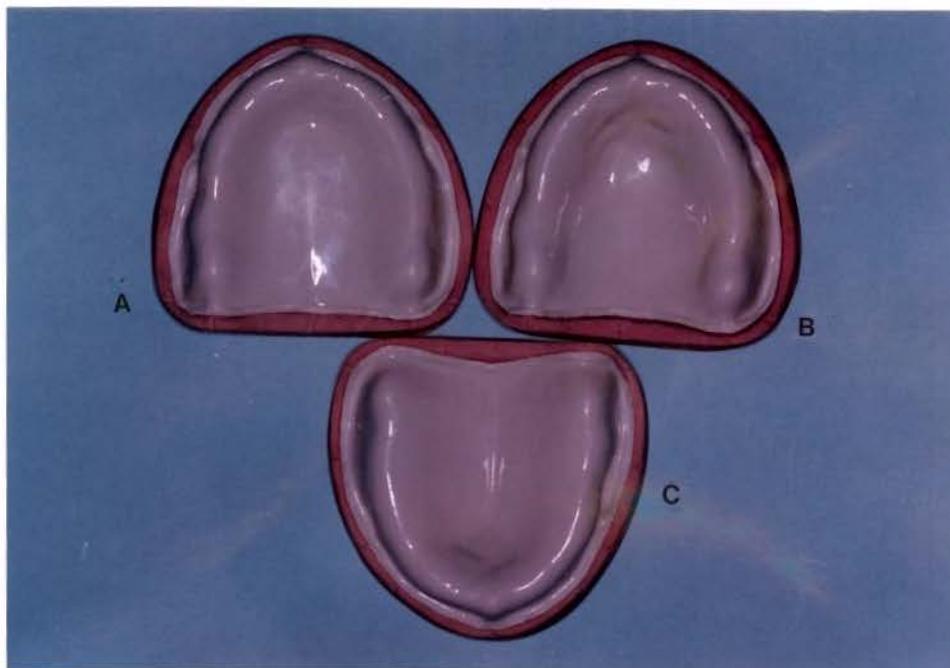


Figura 6.2 - Fotografia das bases de prova confeccionadas com lâminas de PVC. a- plana, b- oval e c- triangular

À seguir, a padronização na montagem dos dentes artificiais (Biotone 33⁰) e o enceramento foram obtidos com cera n^o 9 (Figura 6.3) liquêfeita vertida sobre um molde de silicona por adição (Provil-P -Bayer Dental) com os dentes artificiais devidamente posicionados. A presença dos dentes artificiais neste estudo foi necessário, com base na informação da literatura que sua ausência poderá interferir sensivelmente na estabilidade dimensional

das bases de resina acrílica, como observaram BAEMMERT et al.⁶, em 1990.



Figura 6.3 - Padronização da montagem dos dentes.

6.2.3 - INCLUSÃO E ELIMINAÇÃO DA CERA

Toda superfície de gesso dos modelos foi isolada com vaselina sólida (Sidepal). Em seguida, o modelo foi incluído na parte inferior da mufla (DCL nº 5.5), com gesso pedra tipo II (Paris) na proporção pó/água de 100g/50 ml, conforme instruções do fabricante. Após a reação de presa, novamente toda a superfície correspondente ao gesso foi isolada com uma fina camada de vaselina sólida aplicada com um pincel macio. Durante a segunda fase da inclusão, aplicou-se sobre a base e dentes artificiais uma fina camada de gesso pedra tipo III (Estuque Star), para a construção da Muralha de Arrimo, e o restante da contra-mufla foi preenchido por gesso pedra tipo II (Paris).

A plastificação da cera foi com água fervente, por 15 minutos. Após a abertura da mufla a lâmina de PVC foi retirada e todas as superfícies de gesso lavadas em solução de água fervente e detergente, para a completa remoção dos resíduos de cera.

6.2.4 - PRENSAGEM E POLIMERIZAÇÃO

Após o completo resfriamento em temperatura ambiente e aplicação de um isolante para resina Cel-Lac (S.S. White) em toda superfície de gesso, foi preparada a resina incolor ativada termicamente (Clássico) na proporção volumétrica pó/líquido de 3/1 (PEYTON²⁸), em frascos de plástico fornecidos pelo fabricante. Ao atingir a fase plástica, toda a massa de resina foi colocada na parte interna e superior da mufla, sendo prensada lentamente em uma prensa hidráulica (DFL), com carga de 800 quilogramas, tendo uma folha de celofane interposta entre a mufla e contra-mufla. Em seguida, procedeu-se a abertura da mufla, o recorte dos excessos e posterior prensagem final, elevando a pressão para 1.250 quilogramas, por 2 horas (CARVALHO⁹).

Decorrido este período, as muflas foram transferidas para uma prensa de molas (DCL) e colocadas em um polimerizador automático (RIGHETTO & Cia), adotando-se um ciclo de polimerização de 9 horas a $74 \pm 2^{\circ}\text{C}$ (PHILLIPS³⁰), comprovado por alguns autores (GAY & KING¹⁵) como o método que reduz porosidades e propicia melhores condições de estabilidade dimensional.

O resfriamento das muflas foi lento e gradual até atingir à temperatura ambiente, evitando possíveis tensões internas adicionais (SKINNER³⁵).

6.2.5 - DEMUFLAGEM E ACABAMENTO

Após o completo resfriamento das muflas em temperatura ambiente, sob pressão em prensas de mola, as próteses foram retiradas de seus respectivos modelos de trabalho.

Com o auxílio de pontas Maxi-Cut, os excessos grosseiros das bordas foram removidos para evitar possíveis interferências na adaptação das amostras em seus respectivos modelos mestres. As próteses totais foram armazenadas em água destilada, mantidas à temperatura constante de 37 ± 2 °C em estufa, conforme o tratamento previamente estabelecido.

6.2.6 - ANÁLISE DAS AMOSTRAS

Através de duas hastes presas a um paralelômetro Kavo (modificado por João Neudenir Arioli) que apoiava nas incisais dos incisivos centrais e na superfície oclusal dos dois segundo molares, foi possível efetuar o posicionamento das próteses totais sobre os modelos mestres (Figura 6.4). Após este registro, as hastes eram elevadas e sobre a parte interna das bases das próteses totais foi aplicado o material adesivo (Super Bonder - Loctite), sendo posteriormente reposicionada no modelo para assentamento final. Desta maneira, tornou-se possível evitar qualquer tipo de deslocamento da prótese durante o procedimento de corte.

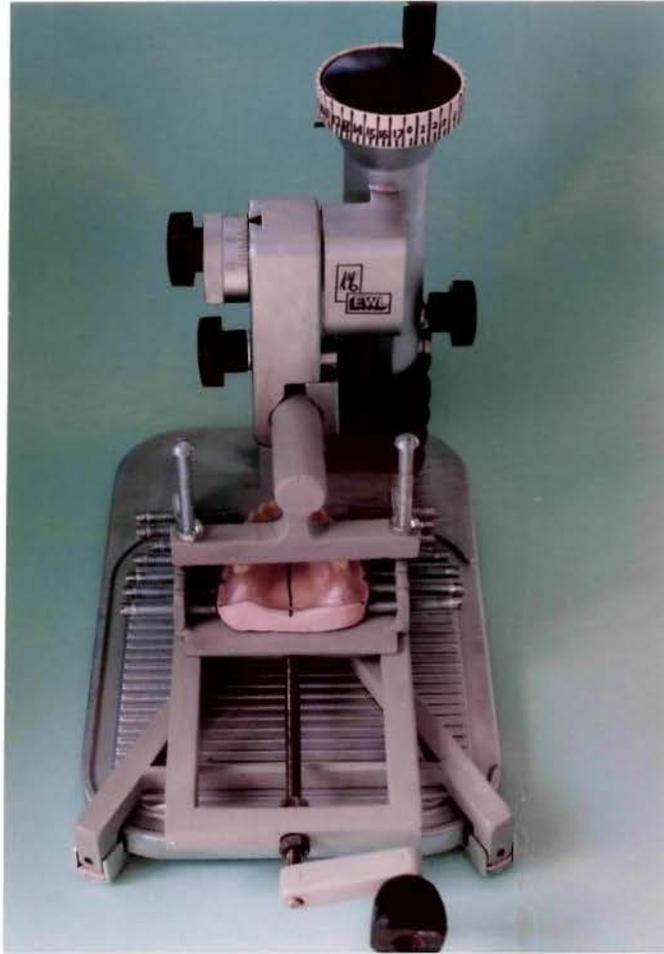


Figura 6.4 - Prótese total posicionada no modelo mestre

Os cortes frontais do conjunto prótese-modelo foram efetuados com serra manual sob irrigação sendo orientados pela mesa fixadora. Para melhor visualização dos possíveis desajustes, cada corte recebia um jato água/ar removendo todos os resíduos de gesso e resina interpostos entre modelo e base .

Os pontos de mensuração (ANTHONY & PEYTON ^{3,4,5}) e a orientação dos cortes mostrados nas Figuras 6.5 e 6.6, foram assim distribuídos:

6.2.6.1- **corte I** - *localizado na região "post-dam"*:

6.2.6.1.1- ponto na linha média (LM);

- 6.2.6.1.2- ponto na crista do rebordo direito e esquerdo (CRD,CRE);
- 6.2.6.1.3- ponto no fundo de sulco vestibular direito e esquerdo
(FSD, FSE);
- 6.2.6.1.4- ponto médio palatino direito e esquerdo, localizado entre a
linha média e crista do rebordo direita e esquerda (PMPD,
PMPE);
- 6.2.6.1.5- ponto médio vestibular direito e esquerdo (PMVD, PMVE),
localizado entre a crista do rebordo e o fundo de sulco
vestibular.

6.2.6.2- corte II - *passando entre a fossa central do primeiro molar
direito e esquerdo:*

- 6.2.6.2.1- ponto na linha média (LM);
- 6.2.6.2.2- ponto na crista do rebordo direito e esquerdo (CRD,CRE);
- 6.2.6.2.3- ponto no fundo de sulco vestibular direito e esquerdo
(FSD, FSE);
- 6.2.6.2.4- ponto médio palatino direito e esquerdo, localizado entre
linha média e crista do rebordo direita e esquerda (PMPD,
PMPE);
- 6.2.6.2.5- ponto médio vestibular direito e esquerdo (PMVD, PMVE).

6.2.6.3- corte III - *localizado entre as distais dos caninos direito e
esquerdo:*

- 6.2.6.3.1- ponto na linha média (LM);
- 6.2.6.3.2- ponto na crista do rebordo direito e esquerdo (CRD,CRE);
- 6.2.6.3.3- ponto no fundo de sulco vestibular direito e esquerdo
(FSD, FSE);

6.2.6.3.4- ponto médio palatino direito e esquerdo entre linha média e crista do rebordo direita e esquerda (PMPD, PMPE);

6.2.6.3.5- pontos médio vestibular direito e esquerdo (PMVD, PMVE).

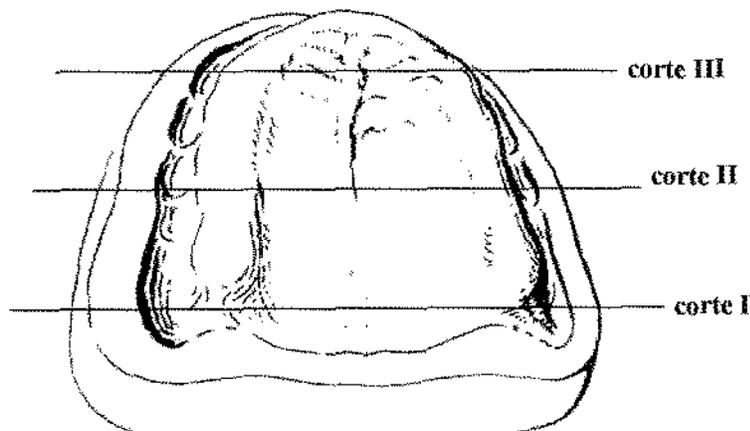


Figura 6.5 - Ilustração dos cortes no modelo mestre superior.

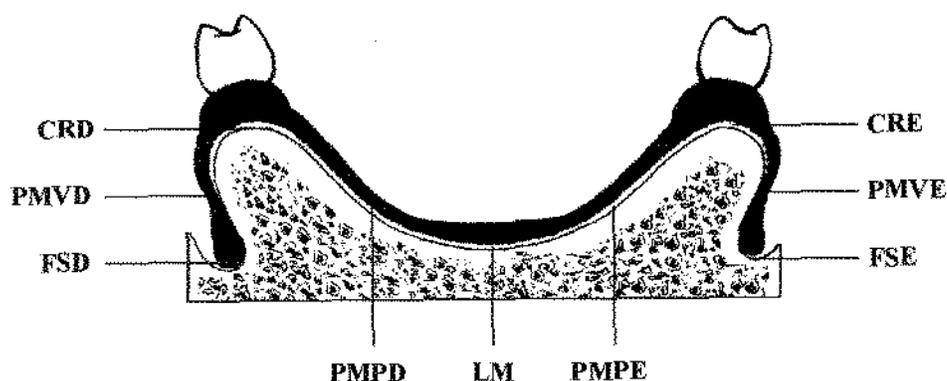


Figura 6.6 - Locais dos pontos de mensuração nos cortes.

As medidas foram efetuadas na distância entre a borda interna da base da prótese total e a borda superior do modelo de gesso, através de um microscópio comparador linear (Lutz - Alemanha), com precisão de 0,001 mm (Figura 6.7).

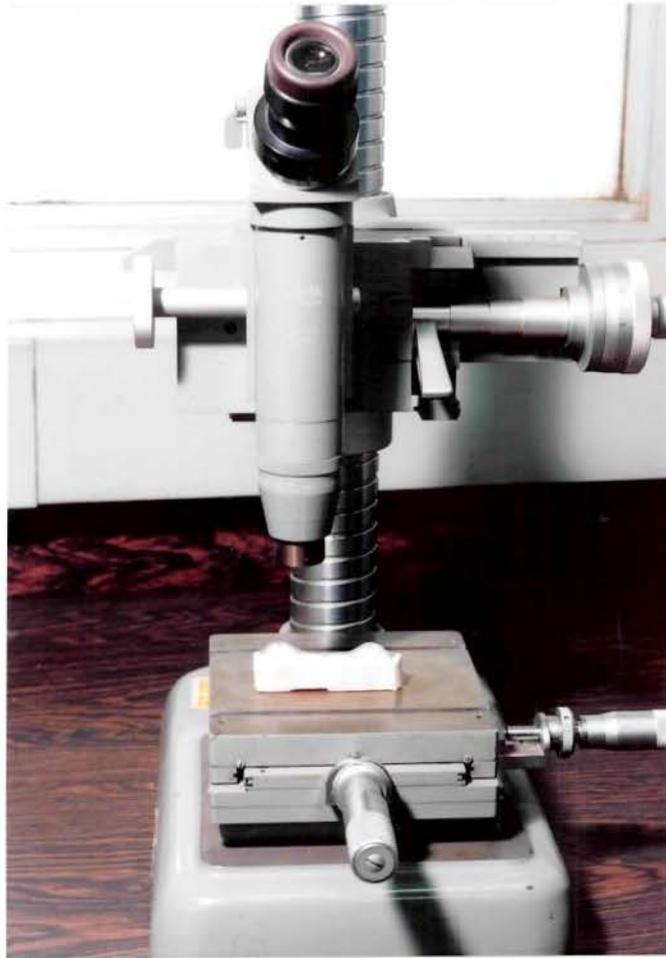


Figura. 6.7 - Microscópio comparador linear.

6.2.7 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados originais foram submetidos à análise de variância. Posteriormente, utilizou-se o teste de Tukey para o detalhamento da análise nos efeitos principais e nas interações significativas.

RESULTADOS

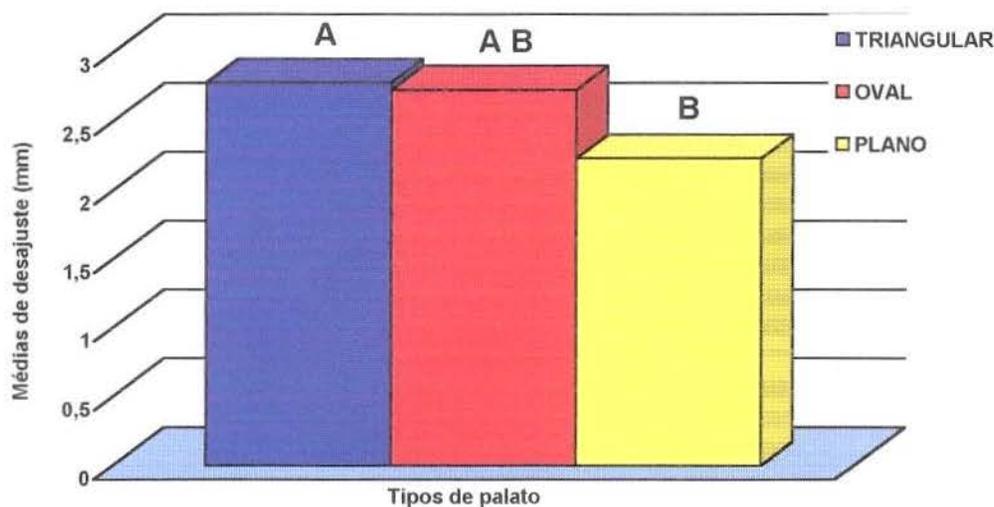
7 - RESULTADOS

A análise de variância para os dados segundo as formas geométricas do palato e as médias analisadas pelo teste de Tukey são apresentados nas tabelas seguintes.

Tabela 7.1: Médias dos desajustes (mm) de acordo com os tipos de palato.

TIPO DE PALATO	MÉDIAS DOS DESAJUSTES (mm)
TRIANGULAR	2.780444 A
OVAL	2.727511 AB
PLANO	2.228933 B

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 5 %



Barras seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5 % de significância.

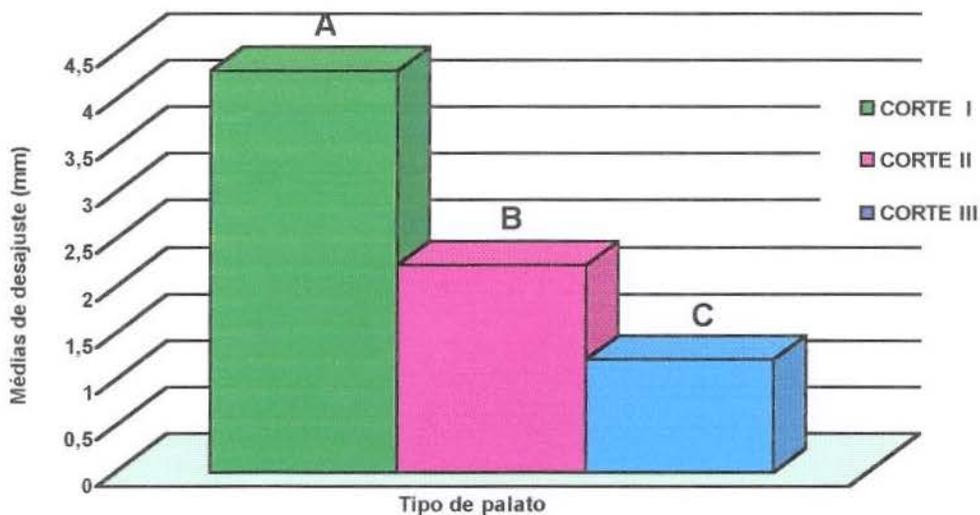
Figura 7.1- Ilustração gráfica das médias dos desajustes (mm), de acordo com as três formas geométricas do palato.

Observa-se pela Tabela e Figura 7.1, que entre as formas de palato, a forma geométrica plana apresentou a melhor média de adaptação, com diferença estatística significativa do palato triangular, que apresentou a pior média. O palato oval assumiu valor intermediário, não diferindo significativamente do palato plano ou triangular.

Tabela 7.2: Médias originais dos desajustes (mm) e teste de Tukey para cada corte.

CORTES	MÉDIAS DOS DESAJUSTES (mm)	
CORTE I	4.302756	A
CORTE II	2.222622	B
CORTE III	1.211511	C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 5 %



Barras seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5 % de significância.

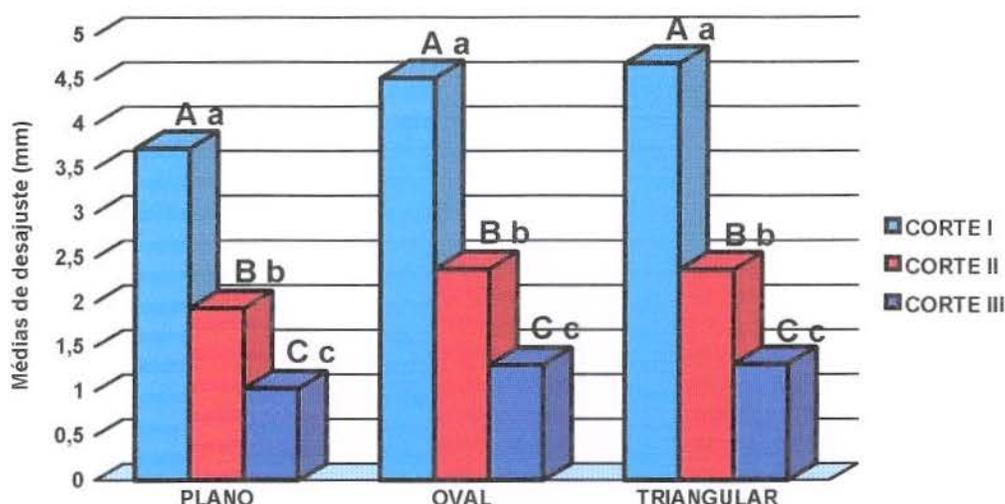
Figura 7.2- Ilustração gráfica das médias dos desajustes (mm) nos cortes

Na Tabela e Gráfico 7.2 pode-se observar que todos os cortes diferiram significativamente entre si pelo teste de Tukey, sendo a menor e a maior média de desajuste representadas pelos cortes III e I, respectivamente.

Tabela 7.3: Médias originais de desajuste (mm) de acordo com os cortes em cada tipo de palato.

CORTES	TIPOS DE PALATO		
	PLANO	OVAL	TRIANGULAR
I	3.719734 A a	4.513067 A a	4.675467 A a
II	1.933600 B b	2.371733 B b	2.362533 B b
III	1.033467 C c	1.297733 C c	1.303333 C c

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas (nas colunas) e minúsculas (nas linhas), diferem entre si ao nível de significância de 5 %.



Barras seguidas por letras maiúsculas distintas (nas colunas) diferem entre si a nível de 5 % de significância. Letras minúsculas (entre colunas) não mostram diferenças significativa.

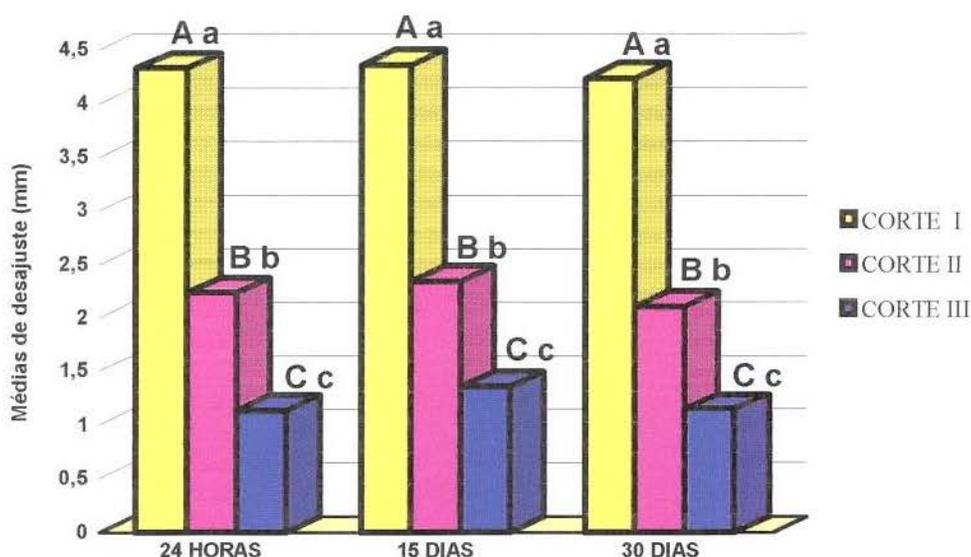
Figura 7.3- Ilustração gráfica das médias de desajuste (mm) de acordo com os cortes em cada tipo de palato.

Na Tabela e Figura 7.3, observa-se que as médias dos desajustes para os três cortes mantiveram a mesma disposição dentro dos três tipos de palato. Embora, a análise da variância não tenha indicado diferença significativa para tempos e a interação deste com os outros dois fatores, foi executado o desdobramento pelo teste de Tukey, para médias de cortes e para médias de tipos de palato, dentro de cada tempo, que é apresentado nas tabelas seguintes.

Tabela 7.4: Médias originais de desajuste (mm) de acordo com os cortes e o tempo de armazenagem em água.

CORTES	TEMPOS DE ARMAZENAGEM EM ÁGUA		
	24 HORAS	15 DIAS	30 DIAS
I	4.323134 A a	4.357533 A a	4.227600 A a
II	2.232067 B b	2.334000 B b	2.101800 B b
III	1.137600 C c	1.354400 C c	1.142533 C c

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas (nas colunas) e minúsculas (nas linhas), diferem entre si ao nível de significância de 5 %.



Barras seguidas por letras maiúsculas distintas (nas colunas) diferem entre si a nível de 5 % de significância. Letras minúsculas (entre colunas) não mostram diferenças significativa.

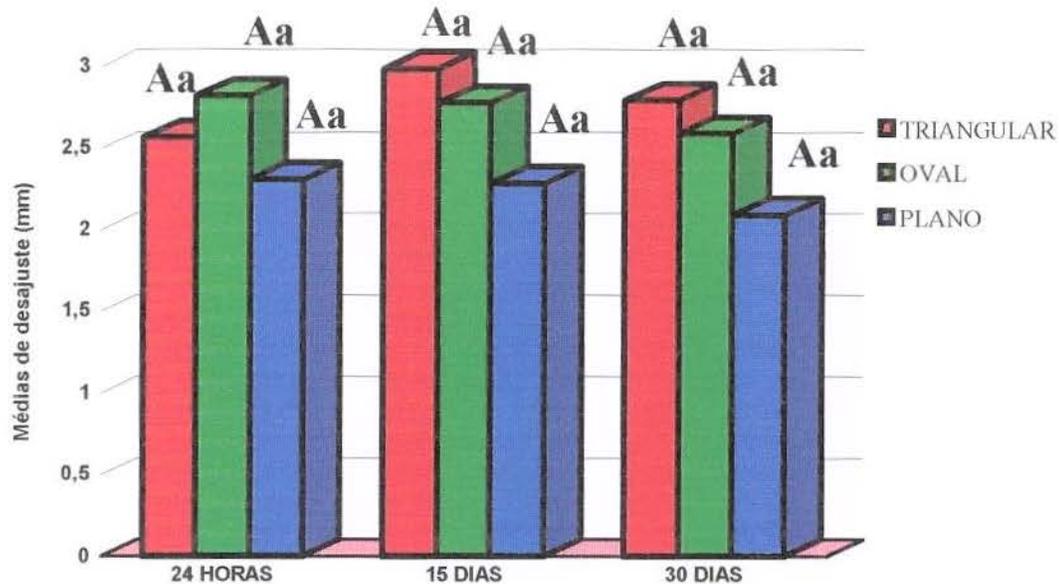
Figura 7.4- Ilustração gráfica das médias de desajuste (mm) para tipos de cortes em cada tempo de armazenagem.

Na Tabela e Figura 7.4, observa-se que as médias de adaptação da base de resina acrílica ao modelo mestre em função da localização dos cortes mantiveram suas posições dentro dos três tempos estudados.

Tabela 7.5 : Médias originais de desajuste (mm) de acordo com os tipos de palato e tempos de armazenagem em água.

TIPOS DE PALATO	TEMPOS DE ARMAZENAGEM EM ÁGUA		
	24 HORAS	15 DIAS	30 DIAS
TRIANGULAR	2.563553 A a	2.985067 A a	2.792733 A a
OVAL	2.818200 A a	2.775800 A a	2.588533 A a
PLANO	2.311067 A a	2.285067 A a	2.090667 A a

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas (nas colunas) e minúsculas (nas linhas), diferem entre si ao nível de significância de 5 %.



Barras seguidas por letras maiúsculas distintas (nas colunas) diferem entre si a nível de 5 % de significância. Letras minúsculas (entre colunas) não mostram diferenças significativa.

Figura 7.5- Ilustração gráfica das médias de desajuste (mm) para as formas geométricas de palato e tempos de estocagem em água.

Os resultados da Tabela e Figura 7.5, mostram-nos que no tempo de 24 horas houve uma inversão dos palatos quanto à média de desajuste, tendo o palato oval apresentado a pior adaptação. Convém salientar, que estatisticamente as médias não são consideradas diferentes. Dentro dos tempos de 15 e 30 dias as posições dos tipos de palato se mantiveram as mesmas.

DISCUSSÃO

8 - DISCUSSÃO

Em 1937, as resinas acrílicas foram introduzidas como material promissor para confecção de bases em próteses totais, substituindo a vulcanite (WOELFEL & PAFFENBARGER⁴⁷), mesmo tendo conhecimento que este material apresentava alterações dimensionais durante seu processamento (SWEENEY⁴²).

Atualmente, sabe-se que o monômero exibe uma alteração volumétrica durante o ciclo de polimerização, produzindo tensões internas que provocam uma contração global na massa do material, denominada contração de polimerização (PHILLIPS³⁰).

As alterações dimensionais resultantes do processamento de base em resina acrílica ocorrem em maior grau imediatamente após a retirada da mufla e do modelo de gesso (WOELFEL et al.⁴⁹), apresentando características tridimensionais em forma de pirâmide (deGEE et al.¹⁶).

Desta maneira, qualquer distorção que possa ocorrer em uma prótese total afetará em maior ou menor grau a sua adaptação (KERN²³). Neste trabalho, correlacionamos o grau de desajuste em próteses totais superiores de acordo com as formas geométricas de palato estabelecidas por LE PERA²⁴ e a influência do tempo de armazenagem em água na recuperação da adaptação. O método de análise foi a mensuração linear dos desajustes entre as próteses totais e seus respectivos modelos mestres de gesso, previamente seccionados. Assim, os nove grupos de amostras foram resultados da combinação entre três formas geométricas de palato (oval, plano e triangular) e três períodos de armazenagem em água destilada a 37 ± 2 °C (MORRIS et al.²⁷).

Na Tabela 7.1 nota-se que a maior média de desajuste foi encontrada no palato com forma geométrica triangular e a menor média no tipo plano, com diferença estatística significativa entre si. O palato oval assumiu valores intermediários, não apresentando qualquer diferença estatística quando comparado aos palatos triangulares e planos.

Estes resultados estão de acordo com CÓLON et al.¹¹, que estudando clinicamente o grau de retenção em próteses totais superiores com diferentes tipos de selamento periférico posterior e formas de palato, observaram uma redução na força requerida para deslocar as próteses totais quando havia um aumento do ângulo formado entre os pontos correspondentes à rafe palatina e crista do rebordo. Por essa razão, o palato com forma geométrica plana promove melhor adaptação da base frente as possíveis alterações das resinas acrílicas (GLAZIER et al.¹⁸), provavelmente por apresentar uma curvatura palatina menos acentuada.

Na Tabela 7.2 observa-se que existe uma diferença estatística significativa dos desajustes entre as localizações dos cortes nos três tipos de palatos. Os maiores desajustes foram encontrados na região posterior do palato (corte I), seguido pelas regiões correspondentes aos cortes II e III, em ordem decrescente.

Os diferentes padrões de desajuste das bases em regiões distintas do palato, também observados por TURCK et al.⁴⁴, são devidos à distorções ocorrida durante o processamento (STECK⁴¹, ALDROVANDI¹).

Por outro lado, a espessura da base das próteses totais é um importante fator na determinação da estabilidade dimensional. Relatos na literatura (HARMAN²¹, WINKLER et al.⁴⁵, WOELFEL et al.⁴⁸, WOELFEL et al.⁴⁹) mostraram que o aumento em espessura provocaria maior rigidez na massa de resina acrílica, dificultando a transformação das tensões internas em distorções dimensionais.

Desta maneira, a maior espessura da base na região anterior das próteses totais associada a uma menor largura do arco e a forma curvilínea do rebordo alveolar anterior nos modelos mestres de gesso, resultaram em menores desajustes nesta área.

Contudo, ao associarmos estas características com as formas geométricas do palato, observamos nos dados da Tabela 7.3, que o comportamento dos desajustes nos três cortes não diferiram entre si. A região do corte I continuou apresentando os maiores valores estatisticamente significativos, seguidos pelas áreas dos cortes II e III, respectivamente.

Em estudos clínicos, GLANTZ & STAFFORD¹⁷ constataram que as alterações dimensionais estruturais das resinas acrílicas na região posterior não ocorrem somente na fase de processamento, mas também no ato da mastigação ou durante os demais movimentos contactantes dentais.

Outra característica da resina acrílica é o um fenômeno de absorção de água quando em meio aquoso (SWEENEY et al.⁴³ e PEYTON & MANN²⁹). Este fenômeno ocorre por difusão e produz um ligeiro afastamento das macromoléculas, conseqüentemente, aumentando as dimensões da amostra (BRADEN⁷, WOELFEL⁴⁶) e compensando a contração de polimerização (CAMPBELL⁸). Porém, este processo acontece muito lentamente e cessa após a saturação, quando a absorção e a adsorção se eqüivalem, não importando se o líquido em contato for saliva ou água (ALL-MULA et al.²)

Assim, ao analisarmos a Tabela 7.4, notamos que os valores de desajuste mantiveram-se estatisticamente constantes nos três períodos de armazenagem em água a 37 ± 2 °C, demonstrando uma divergência dos resultados com os autores acima citados. Contudo, ao observarmos qual seria o tempo necessário de estocagem em água para a completa saturação da resina acrílica, os relatos na literatura não apresentam-se concordantes.

SKINNER & CHUNG³⁸ demonstraram que a retenção de próteses totais aumentou gradualmente até 30 dias de imersão em água, mantendo-se posteriormente constante. Outros autores discordam e mostram que a saturação completa poderá acontecer somente após 40 (HARMAN²¹) ou 100 dias (GRUNEWALD et al.²⁰). Com esta mesma preocupação, WOELFEL et al.⁴⁸ demonstraram que uma relativa estabilidade dimensional seria obtida após 3 meses de armazenagem em água ou em uso. Os mesmos autores mostraram que após 2 e 6 anos de uso, as mudanças dimensionais são menores de 0,3 mm.

Baseados nestes dados, acreditamos que o período de 30 dias de armazenamento adotado neste estudo não foi suficiente para alcançar uma saturação completa, por isso, não apresentou valores estatisticamente significantes entre os períodos de estocagem. É válido também concordar que outros fatores como forma, volume e espessura influenciam no processo de absorção de água, como descreveu WOELFEL et al.⁵⁰. O correto processamento da resina também poderá influenciar na taxa de saturação, onde o rápido resfriamento da mufla diminui a expansão por absorção de água (CORREA¹²), provavelmente devido a maior indução de esforços no interior da massa de resina acrílica (SKINNER & COOPER³⁹).

Os dados da Tabela 7.5, mostram que não houve diferença estatística significativa ao nível de 5 % entre os tempos de armazenagem em água, nas três formas geométricas de palato.

Portanto, aos 30 dias de estocagem, todas as formas de palatos ainda apresentavam desajustes nos respectivos modelos mestre, demonstrando que a absorção de água não foi ainda suficiente para compensar totalmente a contração de polimerização e proporcionar uma perfeita adaptação da base ao modelo mestre.

Nossos resultados estão de acordo com HUGGET et al.²² e STAFFORD et al.⁴⁰, quando verificaram que 2 meses de estocagem em água não seriam suficientes para compensar a pequena contração inicial, embora SKINNER^{36,37} acreditasse que a expansão provocada pela absorção de água poderia compensar a contração de polimerização.

Desta maneira, concordes com PHILLIPS³⁰, estamos convencidos de que a contração de polimerização somente será compensada totalmente pela absorção de água, quando a massa de resina acrílica não apresentar tensões internas produzidas no processamento. Contudo, os procedimentos de prensagem e as formas geométricas impostas pelos modelos impedem a possibilidade de evitar tensões induzidas na massa do material.

Alguns autores (STAFFORD et al.⁴⁰, DIXON et al.¹³, POLYSOIS et al.³², GOODKIND & SCHULTE¹⁹) relatam que as alterações dimensionais provocadas pelo processamento e o fenômeno de sorção de água não apresentaram significado clínico enquanto outros (WOELFEL & PAFFENBARGER⁴⁷) observaram que até 0,5 mm de alterações na região posterior não provocavam perdas na retenção ou desconforto ao paciente, porém, valores superiores a 0,9 mm, prejudicavam a estabilidade das próteses totais.

CONCLUSÃO

9- CONCLUSÃO

Os resultados obtidos nas condições experimentais deste estudo permitem concluir que:

1- a geometria do palato interferiu no desajuste da base de resina acrílica.

1.1 - A forma geométrica triangular e plana apresentaram respectivamente, as maiores e menores médias de desajuste (estatisticamente significantes). Porém o palato oval não revelou qualquer significância estatística.

1.2 - O maior desajuste foi observado na região do corte I, com resultados estatisticamente significativos quando comparados com os desajustes obtidos nas regiões dos cortes II e III, nos três tipos de palatos.

1.3 - O menor desajuste foi obtido na região corte III, com resultados estatisticamente significativos.

2- A armazenagem em água, nos períodos de 24 horas, 15 e 30 dias, não apresentaram significância estatística na adaptação das bases de resina acrílica.

APÊNDICE

10- APÊNDICE

DADOS ORIGINAIS

Tabela 10.1 - Valores dos desajustes (mm) após 24 horas de armazenagem no palato oval.

CORTES	AMOSTRA 1			AMOSTRA 2			AMOSTRA 3			AMOSTRA 4			AMOSTRA 5		
	I	II	III												
FSD	1,386	0,557	0,353	1,095	0,481	0,562	0,813	0,743	0,643	0,686	0,172	0,077	0,585	0,163	0,141
PMVD	0,839	0	0	0,484	0,156	0	0,284	0,122	0	0	0	0	0,125	0,087	0
CRD	0,941	0,454	0,311	0,7	0,636	0,362	0,704	0,663	0,126	0,324	0,152	0	0,244	0,121	0,115
PMFD	1,043	0,556	0,538	0,771	0,751	0,327	0,397	0,336	0,292	0,264	0,21	0	0,262	0,196	0
LM	1,094	0,428	0,109	1,062	0,547	0,442	0,48	0,437	0,314	0,236	0,112	0,084	0,365	0,113	0
PMPE	0,961	0,473	0,305	0,523	0,393	0,066	0,386	0,227	0	0,226	0,065	0	0,297	0,08	0
CRE	0,555	0,55	0,323	0,429	0,35	0,166	0,313	0,256	0	0,093	0,09	0	0,15	0	0
PMVE	0,393	0,323	0	0,543	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
FSE	1,276	0,591	0,261	0,761	0,435	0,299	0,4	0,391	0,353	0,261	0,109	0	0,423	0,196	0

Tabela 10.2 - Valores de desajuste (mm) após 15 dias de armazenagem no palato oval.

CORTES	AMOSTRA 1			AMOSTRA 2			AMOSTRA 3			AMOSTRA 4			AMOSTRA 5		
	I	II	III												
FSD	0,985	0,58	0,234	1,297	0,647	0,525	0,772	0,376	0,22	1,15	0,535	0,341	1,085	0,382	0,264
PMVD	0,354	0,223	0	0,822	0,237	0	0,114	0	0	0,67	0,35	0,11	0,246	0	0
CRD	0,505	0,436	0,36	0,663	0,555	0,436	0,272	0,216	0,112	0,846	0,544	0,266	0,47	0,34	0,247
PMFD	0,482	0,242	0,181	0,466	0,272	0,1	0,36	0,345	0,192	0,615	0,326	0,137	0,365	0,343	0,281
LM	0,39	0,24	0,184	0,223	0,111	0,105	0,614	0,515	0,33	0,543	0,175	0,133	0,324	0,19	0,51
PMPE	0,414	0,184	0,123	0,232	0,155	0,076	0,463	0,461	0,196	0,402	0,233	0,164	0,328	0,291	0,212
CRE	0,263	0,19	0,177	0,35	0,103	0,096	0,315	0,254	0,141	0,244	0,184	0,132	0,25	0,2	0,05
PMVE	0,196	0,134	0,11	0	0	0	0,37	0,14	0	0	0	0	0	0	0
FSE	0,691	0,237	0,126	0,815	0,343	0,282	1,253	0,423	0,365	0,7	0,247	0,142	0,467	0,22	0,128

Tabela 10.3 - Valores de desajuste (mm) após 30 dias de armazenagem no palato oval.

CORTES	AMOSTRA 1			AMOSTRA 2			AMOSTRA 3			AMOSTRA 4			AMOSTRA 5		
	I	II	III												
FSD	0,946	0,258	0,209	1,965	0,773	0,232	1,033	0,267	0,221	0,925	0,442	0,36	0,836	0,366	0,195
PMVD	0	0	0	0,538	0	0	0	0	0	0,307	0,304	0	0,194	0,154	0
CRD	0,405	0,123	0	0,614	0,547	0,171	0,307	0,26	0,106	0,34	0,112	0,096	0,532	0,206	0,183
PMFD	0,66	0,232	0,064	0,612	0,356	0,337	0,557	0,326	0,182	0,576	0,297	0,133	0,822	0,268	0,213
LM	0,442	0,315	0,304	0,42	0,404	0,274	0,607	0,324	0,321	0,311	0,287	0,103	0,404	0,34	0,26
PMPE	0,663	0,239	0,166	0,467	0,239	0,173	0,704	0,224	0,205	0,389	0,193	0	0,44	0,17	0,105
CRE	0,441	0,271	0,089	0,314	0,224	0	0,286	0,271	0,182	0,157	0	0	0,125	0	0
PMVE	0	0	0	0	0	0	0,185	0,102	0	0	0	0	0	0	0
FSE	1,268	0,462	0,2	0,405	0,284	0,14	1	0,413	0,267	0,527	0,304	0,16	0,66	0,246	0,177

Tabela 10.4 - Valores de desajuste (mm) após 24 horas de armazenagem no palato plano.

CORTES	AMOSTRA 1			AMOSTRA 2			AMOSTRA 3			AMOSTRA 4			AMOSTRA 5		
	I	II	III												
FSD	1,096	0,384	0,373	1,113	0,41	0,182	0,84	0,343	0,284	1,07	0,66	0,359	0,673	0,334	0,065
PMVD	0,307	0,05	0	0,216	0,047	0	0,062	0	0	0,093	0,042	0	0,304	0	0
GRD	0,314	0,297	0,094	0,384	0,308	0	0,346	0,114	0,067	0,491	0,196	0	0,034	0	0
PMPD	0,738	0,273	0,243	0,693	0,392	0,107	0,256	0,253	0,105	0,429	0,39	0,244	0,391	0,077	0
LM	0,552	0,35	0,215	0,475	0,281	0	0,266	0,266	0,21	0,453	0,284	0,219	0,143	0,133	0
PMPE	0,56	0,502	0,327	0,556	0,409	0,196	0,35	0,206	0	0,39	0,39	0,136	0,362	0,173	0
CRE	0,341	0,258	0,235	0,294	0,087	0	0,263	0,172	0	0,258	0,061	0,046	0,211	0	0
PMVE	0,23	0	0	0	0	0	0	0	0	0,092	0	0	0,208	0	0
FSE	0,691	0,428	0,4	0,667	0,264	0	1,228	0,364	0	0,756	0,387	0,244	0,666	0,272	0,186

Tabela 10.5 - Valores de desajuste (mm) após 15 dias de armazenagem no palato plano.

CORTES	AMOSTRA 1			AMOSTRA 2			AMOSTRA 3			AMOSTRA 4			AMOSTRA 5		
	I	II	III												
FSD	0,72	0,166	0,114	0,672	0,38	0,2	0	0	0	0,653	0,248	0,165	1,382	0,589	0,521
PMVD	0,105	0	0	0,098	0	0	0,9	0,286	0,26	0,334	0,078	0	0,475	0,041	0
GRD	0,364	0,2	0	0,314	0,224	0,168	0,221	0,21	0,121	0,433	0,325	0,247	0,571	0,385	0,329
PMPD	0,414	0,103	0,06	0,345	0,262	0,086	0,293	0,192	0,109	0,665	0,465	0,362	0,8	0,365	0,346
LM	0,313	0,253	0,197	0,194	0,14	0,096	0,43	0,255	0,13	0,661	0,375	0,36	0,466	0,291	0,183
PMPE	0,35	0,273	0,036	0,292	0,122	0	0,348	0,254	0,045	0,621	0,417	0,315	0,564	0,343	0,214
CRE	0,22	0,158	0	0,041	0,041	0	0,15	0,136	0,061	0,253	0,175	0,149	0,089	0,046	0
PMVE	0,125	0	0	0	0	0	0,154	0	0	0,362	0,115	0	0,325	0,071	0
FSE	0,46	0,162	0,124	0,36	0,15	0	0,627	0,261	0,2	1,401	0,325	0,19	0,663	0,237	0,162

Tabela 10.6 - Valores de desajuste (mm) após 30 dias de armazenagem no palato plano.

CORTES	AMOSTRA 1			AMOSTRA 2			AMOSTRA 3			AMOSTRA 4			AMOSTRA 5		
	I	II	III												
FSD	0,327	0,262	0,176	0,855	0,541	0,219	0,692	0,535	0,295	0,972	0,396	0,305	1,114	0,523	0,446
PMVD	0,23	0,048	0	0,274	0	0	0,242	0,17	0	0,241	0	0	0,175	0,16	0
GRD	0,35	0,23	0,133	0,411	0,19	0,173	0,344	0,312	0,21	0,362	0,294	0,124	0,55	0,52	0,204
PMPD	0,363	0,287	0	0,394	0,32	0,244	0,455	0,272	0,11	0,395	0,41	0,15	0,496	0,441	0,354
LM	0,242	0,177	0,115	0,226	0,216	0,142	0,181	0,13	0,122	0,261	0,238	0,096	0,435	0,382	0,211
PMPE	0,512	0,15	0	0,284	0,19	0,124	0,366	0,175	0,121	0,26	0,26	0,11	0,403	0,301	0,112
CRE	0,127	0,086	0,023	0,1	0,074	0	0,26	0,159	0	0,188	0,104	0,1	0,471	0,393	0,206
PMVE	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
FSE	0,463	0,212	0,192	0,378	0,161	0,11	0,532	0,145	0,112	0,478	0,45	0,146	0,49	0,211	0,176

Tabela 10.7 - Valores de desajuste (mm) após 24 horas de armazenagem no palato triangular.

CORTES	AMOSTRA 1			AMOSTRA 2			AMOSTRA 3			AMOSTRA 4			AMOSTRA 5		
	I	II	III												
FSD	1,235	0,248	0,2	1,122	0,353	0,2	1	0,461	0,342	0,762	0,245	0,184	1,17	0,852	0,543
PMVD	0,773	0,111	0	0,49	0,111	0	0,193	0	0	0,08	0	0	0,463	0,33	0
GRD	0,645	0,285	0,124	0,474	0,453	0,2	0,275	0,23	0,144	0,291	0,212	0,142	0,742	0,635	0,356
PMPD	0,692	0,197	0,107	0,586	0,424	0,17	0,373	0,253	0,161	0,326	0,196	0,075	0,712	0,506	0,27
LM	0,355	0,221	0,152	0,762	0,344	0,165	0,436	0,244	0,212	0,328	0,241	0,093	1,051	0,41	0,233
PMPE	0,181	0,1	0	0,316	0,145	0,098	0,257	0,146	0,092	0,251	0,215	0,183	0,511	0,423	0,092
CRE	0,192	0,15	0,1	0,272	0,266	0	0,192	0,143	0,137	0,131	0,092	0,05	0,378	0,325	0,115
PMVE	0,05	0	0	0,298	0,131	0	0	0	0	0	0	0	0,122	0	0
FSE	0,834	0,15	0,111	0,963	0,42	0,264	0,405	0,2	0,13	0,417	0,37	0,173	0,65	0,296	0,25

Tabela 10.8 - Valores de desajuste (mm) após 15 dias de armazenagem no palato triangular.

CORTES	AMOSTRA 1			AMOSTRA 2			AMOSTRA 3			AMOSTRA 4			AMOSTRA 5		
	I	II	III												
FSD	1,617	1,436	0,529	1,127	0,419	0,356	1,006	0,342	0,312	0,878	0,287	0,173	0,983	0,393	0,32
PMVD	0,746	0,375	0,282	0,342	0,188	0	0,315	0,115	0,039	0,153	0,147	0	0,103	0,082	0
CRD	0,768	0,742	0,415	0,831	0,408	0,301	0,395	0,359	0,274	0,246	0,245	0,208	0,362	0,312	0,251
PMFD	0,967	0,745	0,702	0,564	0,413	0,226	0,651	0,367	0,184	0,392	0,149	0,107	0,385	0,162	0,155
LM	1,103	0,775	0,324	0,581	0,447	0,217	0,708	0,383	0,268	0,45	0,215	0,156	0,402	0,123	0,094
PMPE	0,696	0,686	0,391	0,356	0,284	0,097	0,544	0,324	0,193	0,186	0,13	0	0,195	0,083	0
CRE	0,63	0,613	0,274	0,211	0,161	0	0,189	0,157	0,135	0,08	0	0	0,114	0,086	0
PMVE	0,384	0,126	0	0,235	0,048	0	0,21	0	0	0	0	0	0	0	0
FSE	1,182	0,606	0,485	0,643	0,239	0,081	0,507	0,265	0,177	0,338	0,123	0,073	0,675	0,161	0

Tabela 10.9 - Valores de desajuste (mm) após 30 dias de armazenagem no palato triangular.

CORTES	AMOSTRA 1			AMOSTRA 2			AMOSTRA 3			AMOSTRA 4			AMOSTRA 5		
	I	II	III												
FSD	1,491	0,577	0,443	0,829	0,414	0,348	1,385	0,213	0,193	1,841	0,58	0,237	1,254	0,355	0,06
PMVD	0,307	0	0	0	0	0	0,185	0,096	0	0,205	0,141	0	0,344	0,137	0
CRD	0,468	0,395	0,17	0,971	0	0	0,383	0,204	0,042	0,846	0,476	0,112	0,294	0,16	0,13
PMFD	0,82	0,429	0,105	0,922	0,274	0,26	0,763	0,244	0,213	0,536	0,345	0,221	0,423	0,2	0
LM	0,773	0,4	0,347	0,824	0,326	0,223	1,104	0,415	0,343	0,582	0,22	0,134	0,747	0,332	0,088
PMPE	0,461	0,377	0,2	0,435	0,227	0,226	0,617	0,215	0,171	0,277	0,144	0,141	0,363	0,145	0,117
CRE	0,053	0,038	0	0	0	0	0,506	0,365	0,2	0,457	0,32	0,086	0,374	0,296	0,146
PMVE	0	0	0	0	0	0	0,496	0	0	0,271	0	0	0,125	0	0
FSE	1,055	0,393	0,255	0,548	0,245	0,241	0,774	0,36	0,153	0,615	0,486	0,111	0,644	0,34	0,223

10.1 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

O objetivo do trabalho era analisar comparativamente os desajustes em bases de resina acrílica de próteses totais em três diferentes formas geométricas do palato (plano, oval e triangular), nos períodos de 24 horas, 15 e 30 dias de armazenagem em água à 37±2 °C.

As hipóteses iniciais eram:

- 1- Os valores de adaptação são menores à medida que caminha em direção à linha média e a região posterior do palato;
- 2- Ocorre menor ajuste com palato em forma triangular;
- 3- após o período de armazenagem em água ocorre uma melhora na adaptação das bases ;
- 4- as bordas das bases afastam-se do sulco vestibular em diferentes proporções.

Para testar as três primeiras hipóteses, tomaram-se os dados do variável desajuste como resultado de três causas de variação (fatores):

- tipo de palato (3 tipos);
- cortes (3 tipos);
- tempos (3 tempos).

O total de 27 tratamentos envolvidos foram constituídos das combinações desses 3 fatores, sendo cada um com 5 repetições.

O modelo adotado para análise da variância foi o seguinte:

$$Y_{ijkl} = \mu + p_i + t_j + c_k + (pt)_{ij} + (pc)_{ik} + (tc)_{jk} + (ptc)_{ijk} + e_{ijkl}, \text{ com } i = 1,2,3; \\ j=1,2,3 \text{ e } l = 1,2,3,4,5 \text{ repetições sendo};$$

Y_{ijkl} = desajuste observado nas repetições l do palato i , no tempo j e corte k ;

μ = efeito fixo, estimado pela média geral do experimento;

p_i = efeito do palato i ;

t_j = efeito do tempo j ;

c_k = efeito do corte k ;

$(pt)_{ij}$ = efeito da interação do palato i com o tempo j ;

$(tc)_{ik}$ = efeito da interação do tempo j com o corte k ;

$(ptc)_{ijk}$ = efeito da interação do palato i com o tempo j e o corte k ;

e_{ijkl} = erro aleatório, associado ao desajuste y_{ijkl} , suposto independente e normalmente distribuído.

Tabela 10.10 - Análise da variância e teste F para o modelo:

<i>VARIACÕES</i>	<i>G.L.</i>	<i>SQ.</i>	<i>QM.</i>	<i>F</i>
Palato (P)	2	SQ. P	V1	V1/V8
Tempo (T)	2	SQ. T	V2	V2/V8
Cortes (C)	2	SQ. C	V3	V3/V8
P X T	4	SQ. P X T	V4	V4/V8
P X C	4	SQ. P X C	V5	V5/V8
T X C	4	SQ. T X C	V6	V6/V8
P X T X C	8	SQ. P X T X C	V7	V7/V8
Residuo	108	SQ. Res	V8	
Total	134	SQ. Total		

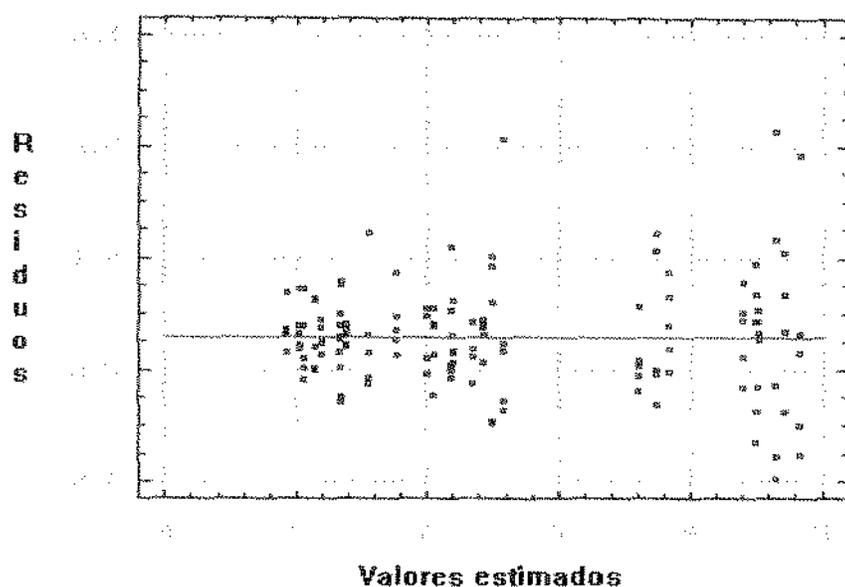
VI....., V8 - variâncias associadas a cada causa da variação

Para testar a validade do modelo, antes de proceder a análise gráfica dos resíduos (e_{ijkl}) possibilitando a visualização das suposições de homogeneidade, normalidade e independência.

Considerando como nível mínimo de significância para o teste F $\alpha=0,05$, foi executado o detalhamento da análise através dos testes adequados: teste de Tukey para médias de palato e cortes (fatores qualitativos) e estudo de regressão polinomial para médias de tempo (fator quantitativo).

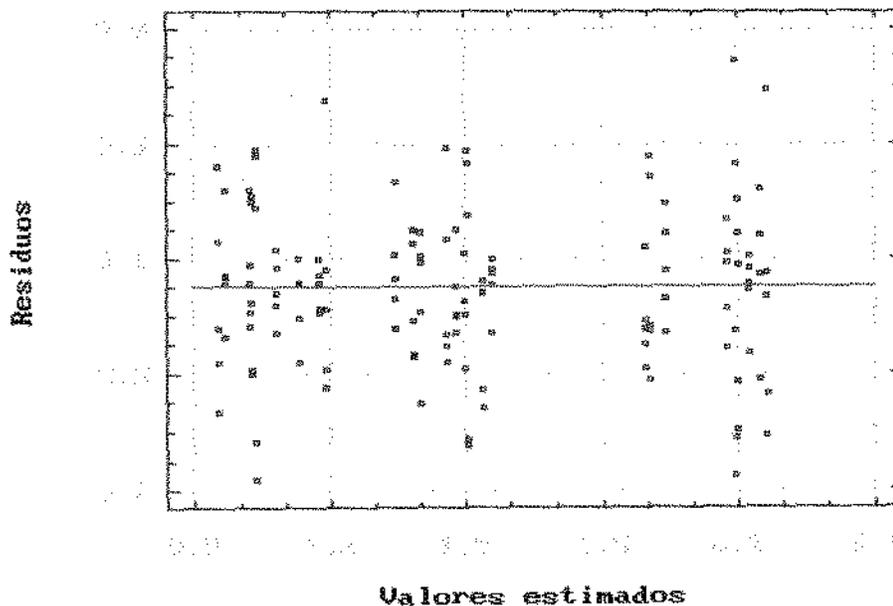
A análise gráfica dos resíduos dos dados originais de desajuste é mostrada nos gráficos abaixo.

Figura 10.1 - Ilustração gráfica dos resíduos dos dados da variável “desajuste”.



Observa-se no gráfico que os resíduos apresentam-se em forma sistemática, formando nitidamente um cone que evidencia falta de homogeneidade de variância, ou proporcionalidade entre as médias e as variâncias de cada combinação de tipo de palato, com tempos e cortes. Isso indica que os dados precisam ser transformados para que seja realizada a análise de variância. Observa-se ainda que existem pontos fora dos limites considerados de normalidade: - 3 à + 3.

Figura 10.2 - Resíduos dos dados da variável “desajuste”, com transformação raiz quadrada.



Uma análise do gráfico acima evidencia que a transformação raiz quadrada restabeleceu a homogeneidade, desaparecendo a sistematização dos resíduos, que comportam-se agora de forma aleatória em torno de zero.

A normalidade também foi restabelecida dado que os resíduos padronizados encontram-se entre $-0,7$ e $+0,9$.

Restabelecidas as condições necessárias, efetuou-se a análise de variância dos dados transformados em raiz quadrada.

Tabela 10.11 - Análise da variância e teste F para a variável falta de adaptação, em função dos fatores: tipo de palato, tempos e cortes. Dados transformados com raiz quadrada.

CAUSAS DA VARIÇÃO	G.L.	S.G.	G.M.	VALOR F.
PALATO	2	0.6986836	0.3493418	3.5783 *
TEMPO	2	0.0943394	0.0471697	0.4832 ns
CORTE	2	22.0283252	11.0141626	112.8190 *
PAL#TEM	4	0.0524597	0.0131149	0.1343 ns
PAL#COR	4	0.0497725	0.0124431	0.1275 ns
TEM#COR	4	0.527285	0.0131821	0.1350 ns
PAL#TEM#COR	8	0.2688407	0.0336051	0.3442 ns
RESÍDUO	108	10.5436998	0.0976268	
TOTAL	134	33.7888493		

* Significativo ao nível de 5 % de probabilidade.

Podemos notar que só foram encontrados diferenças significativas para tipos de palato e cortes, não sendo detectada nenhuma diferença significativa para tempos, ou qualquer uma das interações.

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL : FATORIAL
 TRANSFORMAÇÃO DAS OBSERVAÇÕES SEGUNDO RAIZ (x + 0)

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	PALATO
B	TEMPO
C	CORTES

QUADRO DA ANÁLISE DE VARIÂNCIA

CAUSAS DA VARIAÇÃO	GL	S.G.	G.M.	VALOR F	PROB.>F
PALATO	2	0.6986836	0.3493418	3.5783	0.03035
TEMPO	2	0.0943394	0.0471697	0.4832	0.62396
CORTE	2	22.0283252	11.0141626	112.8190	0.00001
PAL#TEM	4	0.0524597	0.0131149	0.1343	0.96658
PAL#COR	4	0.0497725	0.0124431	0.1275	0.9631
TEM#COR	4	0.527285	0.0131821	0.1350	0.96630
PAL#TEM#COR	8	0.2688407	0.0336051	0.3442	0.94625
RESÍDUO	108	10.5436998	0.0976268		
TOTAL	134	33.7888493			

MÉDIA GERAL = 1.526000
 COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 20,475 %

MÉDIAS ORIGINAIS E TESTE DE TUCKEY PARA OS TIPOS DE PALATO

NUM.ORDE	NUM.TRAT.	PALATO	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
M							
1	3	TRIANG	45	2.780444	2.780444	a	A
2	2	OVAL	45	2.727511	2.727511	ab	A
3	1	PLANO	45	2.228933	2.228933	b	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA DE 5%

MÉDIAS ORIGINAIS E TESTE DE TUCKEY PARA CORTES

NUM.ORDE	NUM.TRAT.	CORTES	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
M							
1	1	CORTEI	45	4.302756	4.302756	a	A
2	2	CORTEII	45	2.222622	2.222622	b	B
3	3	CORTEIII	45	1.211511	1.211511	c	C

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO

TESTE DE TUCKEY PARA MÉDIAS DE CORTES DENTRO DE PLANO DO FATOR PALATO

NUM.ORDE	NUM.TRAT.	CORTES	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
M							
1	1	CORTEI	15	3.719734	3.719734	a	A
2	2	CORTEII	15	1.933600	1.933600	b	B
3	3	CORTEIII	15	1.033467	1.033467	c	B

TESTE DE TUCKEY PARA MÉDIAS DE CORTES DENTRO DE OVAL DO FATOR PALATO

NUM.ORDE	NUM.TRAT.	CORTES	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
M							
1	1	CORTEI	15	4.513067	4.513067	a	A
2	2	CORTEII	15	2.371733	2.371733	b	B
3	3	CORTEIII	15	1.197733	1.197733	c	B

TESTE DE TUCKEY PARA MÉDIAS DE CORTES DENTRO DE TRIANGULAR DO FATOR PALATO

NUM.ORDE	NUM.TRAT.	CORTES	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
M							
1	1	CORTEI	15	4.675467	4.675467	a	A
2	2	CORTEII	15	2.362533	2.362533	b	B
3	3	CORTEIII	15	1.303333	1.303333	c	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO
 D.M.S. 5% = 0.91956 - D.M.S. 1% = 1.14780

TESTE DE TUCKEY PARA MÉDIAS DE CORTES DENTRO DE 24 HORAS DO FATOR TEMPO

NUM.ORDE	NUM.TRAT.	CORTES	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
M							
1	1	CORTEI	15	4.323134	4.323134	a	A
2	2	CORTEII	15	2.232067	2.232067	b	B
3	3	CORTEIII	15	1.137600	1.137600	c	B

TESTE DE TUCKEY PARA MÉDIAS DE CORTES DENTRO DE 15 DIAS DO FATOR TEMPO

NUM.ORDE	NUM.TRAT.	CORTES	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
M							
1	1	CORTEI	15	4.357533	4.357533	a	A
2	2	CORTEII	15	2.334000	2.334000	b	B
3	3	CORTEIII	15	1.354400	1.354400	c	B

TESTE DE TUCKEY PARA MÉDIAS DE CORTES DENTRO DE 30 DIAS DO FATOR TEMPO

NUM.ORDE	NUM.TRAT.	CORTES	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
M							
1	1	CORTEI	15	4.227600	4.227600	a	A
2	2	CORTEII	15	2.101800	2.101800	b	B
3	3	CORTEIII	15	1.142533	1.142533	c	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO
 D.M.S. 5% = 0.91956 - D.M.S. 1% = 1.14780

TESTE DE TUCKEY PARA MÉDIAS DE PALATO DENTRO DE 24 HORAS DO FATOR TEMPO

NUM.ORDE M	NUM.TRAT.	PALATO	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	OVAL	15	2.818200	2.818200	a	A
2	3	TRIANG	15	2.563533	2.563533	a	A
3	1	PLANO	15	2.311067	2.311067	a	A

TESTE DE TUCKEY PARA MÉDIAS DE PALATO ENTRO DE 15 DIAS DO FATOR TEMPO

NUM.ORDE M	NUM.TRAT.	PALATO	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	TRIANG	15	2.985067	2.985067	a	A
2	2	OVAL	15	2.775600	2.775600	a	A
3	1	PLANO	15	2.285067	2.285067	a	A

TESTE DE TUCKEY PARA MÉDIAS DE PALATO DENTRO DE 30 DIAS DO FATOR TEMPO

NUM.ORDE M	NUM.TRAT.	PALATO	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	TRIANG	15	2.792733	2.792733	a	A
2	2	OVAL	15	2.588533	2.588533	a	A
3	1	PLANO	15	2.090067	2.090067	a	A

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO
 D.M.S. 5% = 0.91956 - D.M.S. 1% = 1.14780

TESTE DE TUCKEY PARA MÉDIAS DE PALATO DENTRO DE CORTE I DO FATOR CORTES

NUM.ORDE M	NUM.TRAT.	PALATO	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	TRIANG	15	4.675467	4.675467	a	A
2	2	OVAL	15	4.513067	4.513067	a	A
3	1	PLANO	15	3.719734	3.719734	a	A

TESTE DE TUCKEY PARA MÉDIAS DE PALATO DENTRO DE CORTE II DO FATOR CORTES

NUM.ORDE M	NUM.TRAT.	PALATO	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	OVAL	15	2.371733	2.371733	b	B
2	3	TRIANG	15	2.362533	2.362533	b	B
3	1	PLANO	15	1.933600	1.933600	b	B

TESTE DE TUCKEY PARA MÉDIAS DE PALATO DENTRO DE CORTE III DO FATOR CORTES

NUM.ORDE M	NUM.TRAT.	PALATO	NUM.REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	TRIANG	15	1.303333	1.303333	c	C
2	2	OVAL	15	1.297733	1.297733	c	C
3	1	PLANO	15	1.033467	1.033467	c	C

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO
 D.M.S. 5% = 0.91956 - D.M.S. 1% = 1.14780

SUMMARY

11- SUMMARY

The purpose of this study was to evaluate the influence of palate geometric shapes (deep, intermediate and flat) and the period of storage in water at 37 ± 2 °C (24 hours, 15 and 30 days) related to the adaption of superior complete dentures bases of heat-cured acrylic resin. The superior complete dentures was confeccioned from master cast duplicated with individual trays using silicone and embebed with stone plaster.

After waxed, cured and deflasked, the complete dentures were stored in water in the previously determined periods. Afterly, with the aid of an especific instrument on fixation grip, it was possible to control the final adjustment of the dentures over the master cast and its fixation with instantanious adhesive.

The cuts were made with manual saw in corresponding postpalatal region, central region of first molars and distal regions of canines. The disadjustment between acrylic resin base and cast stone was mesured with an linear microscope.

The results showed an statistical significative difference when the most posterior cut (cut I) was compared with the cuts II and III. The greater disajustment was obtained in the cut I and the smallest one was observed in cut III. The periods of storage in water at 37 ± 2 °C didn't show any statistic difference between the data. The results showed that the postpalatal region is the most adversely to the adaptation in total dentures, with the deep geometric shape increasing the disadjustments, being able to interfere in retention and stability of superior total dentures.

Keywords: Complete Denture

Dental Material

Dental Acrylic Resins

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

12 -REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALDROVANDI, C., A estabilidade das dentaduras em função das deformações das resinas acrílicas. Tese (Livre Docência em Prótese Dental) na Faculdade de Farmácia e Odontologia de São Paulo da Universidade do Brasil, 1950.
2. ALL-MULA, M.A.S., MURPHY, W.M., HUGGETT, R.A., BROOKS, S.C., Effect of the water and artificial saliva on mechanical properties of some denture-bases materials., Dent. Mater., Washington, v.5, n.6, p.399-402, Nov. 1989.
3. ANTHONY, D.H.. PEYTON, F.A., Evaluating dimensional accuracy of denture bases with a modified comparator. J. prosth. Dent., St. Louis, v.9, n.4, p.683-692, April 1959.
4. _____, _____, Dimensional accuracy of various denture-base material., J. prosth. Dent., St. Louis, v.12, n.1, p.67-81, Jan.Feb. 1962.
5. _____, _____, Evaluation of dentures processed by diferent techniques, J. prosth. Dent., St. louis, v.13, n.2, p.269-282, Mar.Apr. 1963.
6. BAEMMERT, R.J., LANG, B.R., BARCO, M.T., BILLY, E.J., The effects of denture teeth on the dimensional accuracy of acrylic resin. Int. J. Prosth., St. Louis, v.3, n.1, p.528-537, Oct. 1990.

7. BRADEN, M., The absorption of water by acrylic resins and other material., J. prosth. Dent., St. Louis, v.14, n.12, p.307-312, Mar.Apr. 1964.
8. CAMPBELL, R.L., Effects of water sorption on retention of acrylic resin denture bases., J. Am. dent. Ass., Chicago, v.52, n.4, p.448-454, Apr. 1956.
9. CARVALHO, J.C.M., Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base em aparelhos protéticos totais. Revta. Fac. Odont. S. Paulo, São Paulo, v.10, n.1, p.127-132, Jan.Jun. 1972.
10. CHEN, J.C., LACEFIELD, D.J., CASTLEBERRY, D.J., Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture base. Dental Master, Washington, v.4, n.3, p.20-24, April 1988.
11. COLÓN, A., KOTWAL, K., MANGELSDORFF, D., Analysis of the posterior palatal seal and the palatal form as related to the retention of complete dentures, J. prosth. Dent., St. Louis, v.47, n.1, p.23-27, Jan. 1982.
12. CORREA, G.A., Alterações dimensionais da prótese total superior na região posterior (post-dam): contribuição para o seu estudo. Parte I: Alteração quanto à espessura., Revta. A.B.O. Nac., v.2, n.2, p.110-113, Abr.Maio 1994.

13. DIXON, D.L., EKSTRAND, K.G., BREEDING, L.C., Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. J. prosth. Dent., St. Louis, v.68, n.1, p.196-200, July 1992.
14. DOLDER, E. Physikalische werkstoffprüfungen an zahnprothesen im laboratorium und am patienten, Schweiz. Mschr. Zahnheilk., v.53, p.435; 1943. apud WOELFEL, J. B. & PAFFENBARGER, G.C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. Int. dent. J., St. Louis, v.9, n.4, p.451-460, April 1960.
15. GAY, W.D., KING, G.E., An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods, J. prosth. Dent., St. Louis, v.42, n.4, p.437-440, Oct. 1979.
16. deGEE, A.J., HARKEL, E.C., DAVIDSON, C.L., Measuring procedures for the determination of the three-dimensional shape of denture., J. prosth. Dent., St. Louis, v.42, n.2, p.149-152, Aug. 1979.
17. GLANTZ, P.O., STAFFORD, G.D., Clinical deformation of maxillary complete dentures. J. Dent., Grã-Bretanha, v.11, n.3, p.224-230, Apr. 1983.
18. GLAZIER, S., FIRTELL, D.N., HARMAN, L.L., Posterior peripheral seal distortion related to height of the maxillary ridge. J. prosth. Dent., St. Louis, v.5, n.43, p.508-510, May 1980.

19. GOODKIND, R.J., SCHULTE, R.C., Dimensional accuracy of pour acrylic and convencional processing of cold-curing acrylic resin bases. J. prost. Res., Supl., Washington, v.48, n.6, p.1072-1078, May. 1970.
20. GRUNEWALD, A.H.; PAFFENBARGER, G.C. & DICKSON, G., The effect of molding processes on some properties of dentures resins. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.44, n.3, p.269-282, Mar. 1952.
21. HARMAN, I.M., Effects os time and temperatura on polymerization of a methacrylate resin denture base. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.38, n.2, p.188-203, Feb. 1949.
22. HUGGET, R., BROKS, S.C., BATES, J.F., The effect of different curing cycles on the dimensional accuracy of acrylic resin denture base materials. Quint. dent. Technol., Washington, v.8, n.2, p.81-85, Feb. 1984.
23. KERN, W.R., Possible dimensional changes in denture base materials. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.28, n.12, p.1952-19558, July 1941.
24. LE PERA, F., Enfoque nous-biomecanico em el tratamiento del totalente desdentado, p.15, Argentina, Ed. Mundi S.A.I.C., 1973.
25. LORTON, L., PHILLIPS, R.W. Heat-released stress in acrylic dentures. J. prosth. Dent., St. Louis, v.1, n.42, p.23-26, Jul. 1979.

26. LOVE, W.D. et all., The etiology of mucosal inflammation associated with dentures. J. prosth. Dent., St. Louis, v.18, n.6, p.515-527, Dec. 1967.

27. MORRIS, J.C., KHAN, Z., VON FRAUNHOFER, J.A., Palatal shape and the flexural strength of maxillary denture bases. J. prosth. Dent., St. Louis, v.53, n.5, p.670-673, May. 1985.

28. PEYTON, F.A., Parcking and processing dentures base resins. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.40, p.520-528, May 1950.

29. _____, MANN, W.R., Acrylic and acrylic-styrene resins: their properties in relation to their uses as restorative material. Part I., J. Am. dent. Ass., Chicago, v.29, n.1, p.1852-1864, Oct. 1942.

30. PHILLIPS, R.W., Skinner Materiais Dentários, cap. 11, 9^a ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1991

31. PICKETT, H.G., APPLEBY, R.C. A comparison of six acrylic resin processing technics. J. Am. dent Ass., Chicago, v.80, n.6, p.332-338, July 1953.

32. POLYZOIS, G.L., KARKAZIS, H.C., ZISSIS, A.J., DEMETRIOUS, P.P., Dimensional stabiliy of dentures processed in boilable acrylic resins: A comparative study. J. prosth. Dent., St. Louis, v.7, n.5, p.639-647, May 1987.

33. PRYOR, W.J., Injection of plastics for dentures. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.29, n.11, p.1400-1408, Aug. 1942.
34. SEARS, V.H., Developments in the denture field during the past half century. J. prosth. Dent., St. Louis, v.8, n.1, p.61-67, Jan. 1958.
35. SKINNER, E.W., Materiais dentários de Skinner, ed Ralph W. Phillips, trad. Dioracy Fonterrada Vieira, p.122-154, 8ª ed., Rio de Janeiro, Interamericana, 1984.
36. SKINNER, E.W., Acrylis resins: an appraisal of their use in dentistry, J. Am. dent. Ass., Chicago, v.39, n.3, p.261-268, Sept. 1949.
37. SKINNER, E.W., Acrylic denture base materials: their physical properties and manipulation. J. prosth. Dent., St. Louis, v.1, n.1-2, p.161-167, Mar. 1951.
38. SKINNER, E.W., CHUNG, P., The effect of surface contact in the retention of denture., J. prosth. Dent., St. Louis, v.1, n.3, p.229-235, May 1952.
39. SKINNER, E.W., COOPER, E.N., Physical properties of denture resins:Part I- curing, shrinkage and water sorption. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.30, n.23, p.1845-1852, Dec. 1943.
40. STAFFORD, G.D., BATES, J.F., HUGGET, R., HANDLEY, R.W., Review of the properties of some dentures base polymers. J. Dent., Greate-Britain, v.8, n.4, p.292-306, Dec. 1980.

41. STECK, N.S., Measurements of vertical dimension of processed dentures. J. dent. Res., Washington, v.23, n.3, p.198-199, April 1950.
42. SWEENEY, W.T., Denture base material: acrylic resins, J. Am. dent. Ass., Chicago, v.26, n.11, p.1863-1873, July 1939.
43. _____, PEFFERBARGER, G.C., BEALL, J.R., Acrylic resins for denture, J. Am. dent. Ass., Chicago, v.20, n.1, p.7-33, Jan. 1942.
44. TURCK, M.D. et al., Direct measurement of dimensional accuracy with three denture - processing technique. Int. J. Prosth., St Louis, v.5, n.4, p.367-372, May 1992.
45. WINKLER, S. et al., Processing changes in complete dentures constructed from pour resins. J. Am. dent. Ass., Chicago, v.82, n.2, p.349-353, Feb.1971.
46. WOELFEL, J.B., Processing complete denture. Dent. clin. N. Am., Philadelphia, v.21, n.2, p.329-338, Apr. 1977.
47. WOELFEL, J.B., PAFFENBARGER, G.C., Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case, J. Am. dent. Ass., Chicago, v.59, n.2, p.250-260, Aug.1959.
48. _____, _____, SWEENEY, W.T., Dimensional accuracy of denture base resins. J. dent. Res., Washington, v.38, n.4, p.752, Jul.Aug. 1959.

49. WOELFEL, J.B., PAFFENBARGER, G.C, SWEENEY, W.T.,
Dimensional changes occurring in dentures during processing, J.
Am. dent. Ass., Chicago, v.61, n.4, p.413-430, Oct. 1960.
50. _____, _____, _____, Clinical evaluating of complete
dentures made of 11 different types of denture base materials, J.
Am. dent. Ass., Chicago, v.70, n.5, p.1170-1188, May 1965.