

Eduardo Vedovatto

***Influência do Processamento de Próteses Totais
Superiores em Função da Profundidade do Palato:
Análise da Movimentação dos Dentes Artificiais por
Computação Gráfica.***

**ARAÇATUBA
2005**

Eduardo Vedovatto

***INFLUÊNCIA DO PROCESSAMENTO DE PRÓTESES
TOTAIS SUPERIORES EM FUNÇÃO DA
PROFUNDIDADE DO PALATO: ANÁLISE DA
MOVIMENTAÇÃO DOS DENTES ARTIFICIAIS POR
COMPUTAÇÃO GRÁFICA.***

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Odontologia (área de Prótese Dentária) da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE.

Orientador: Prof. Titular Humberto Gennari Filho

**ARAÇATUBA
2005**

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca da FOA / UNESP

V416i	Vedovatto, Eduardo Influência do processamento de próteses totais superiores em função da profundidade do palato : análise da movimentação dos dentes artificiais por computação gráfica / Eduardo Vedovatto. - Araçatuba : [s.n.], 2005 186 f. : il. ; tab. Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2005 Orientador: Prof. Dr. Humberto Gennari Filho 1. Prótese total 2. Palato 3. Resinas acrílicas 4. Microondas Black D3 CDD 617.69
-------	---

Dedicatória

Este trabalho é dedicado para

minha família presente, Francisco, Aparecida e
Erica, que aleitaram o meu ser com o que há
de mais nobre e poderoso no universo, o
AMOR.

E é também para

minha família futura, mestra, guia, fonte de
inspiração e motivação, sonho áureo desejável,
que no desalento pôs-se antes em minha
mente.

Agradecimento Especial

Ao Prof. Humberto Gennari Filho por ir além, do ensino e orientação do conhecimento técnico/científico, deixando o que há de mais glorioso para o homem: a Humildade, o Companheirismo, o Respeito e a Amizade. Muito obrigado por grifar essas páginas em meu coração!

Agradecimentos

À Marinete Vedovatto pela motivação, ainda aos 4 anos, da imaginação do cientista, representada pela figura do Dr. Culé. Por acreditar, incansavelmente, que na mente de uma criança soa música, possivelmente Chopin. Não só acreditava como também a ouvia! Obrigado por compartilhar da boa música.

À Cristina, que domina todo meu ser, segundo a segundo, contra quem o tempo nada pode, no meu coração.

Ao Prof. Antônio Carlos Pacheco Filho pela irmandade “*in loco*”, pela poesia, filosofia e discussões muitas vezes noite afora. Obrigado pela homenagem e vontade de ler essa obra antes.

Ao Prof. Paulo Henrique dos Santos, que tratou dos números com rapidez e destreza.

À Dental VIPI Ltda., por acreditar em nosso trabalho fornecendo todo material utilizado. Obrigado pela iniciativa.

Agradecimentos

Aos Professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, em especial para:

Professor Wirley Gonçalves Assunção pela motivação e carinho com que me tratou desde a graduação.

Professor Marcelo Coelho Goiato, pela amizade, pelos trabalhos desenvolvidos e, sobretudo, pelas boas risadas.

Professor Eduardo Piza Pellizzer, que ainda de longe estimula os que por ele passam. Pelo exemplo profissional e humano que é.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese pela colaboração direta e indireta.

Aos meus amigos André Luiz Martins e Frederico Domiciano Normanha pela companhia, confiança e paciência.

Aos colegas de Pós-graduação: Lucas, Manoel, Carlos, Daniela, Michele, Ana Carolina e Hamata

Agradecimentos

Ao amigo José Vitor Quinelli Mazaro pela cadência, sugestões e também pela equipe que formamos no laboratório e nas aulas.

À Due Passo por financiar meus estudos até hoje.

Agradecimento às avessas

TEORIA PIXELIANA SOB A ÓTICA DE UM ARTISTA

Falar em construção só poderia ser em uma obra. Não do acaso, nem muito menos acaso, mas uma edificação feita por um GRANDE ser humano na área das Ciências. Investiga, lê, instiga, olha e não vê, vêem como milhares, mas não enxergam o semblante dos pequenos detalhes.

E sensibilidade é essencial para explicar os Giordanos, os Galileus, os Einstein. Para serem exauridos e para verem sua explicação nas mãos e olhos de outrem. Na mão do professor, talvez. Nas mãos do professor e mestre, talvez. Na mão de um ser humano. A Ciência explicada para e por um ser humano. Íntegro, disciplinado, antenado com formas, resoluções, medidas extremas que se simplificam ao compartilhar a beleza da apreciação.

A beleza natural aprecia-se, não se cria. Eduardo sabe bem disso. Um entendedor das artes, plásticas sem orgulho, quadro ferido pelo mergulho "da vinciano" numa tela. A bela e intrépida tela. A Ciência como tela. O autor como pintor. Das mais variadas cores, só uma sobressai: SABEDORIA. Eduardo entende, estende-se, obstina-se. Os artistas se cansam fisicamente, mas a argüição não morre. Morrem pouco a pouco os interesses, mas a vontade de se fazer Ciência com estímulo e com toda a genealogia da cultura, para poucos.

A Teoria Pixeliana tem o objetivo de elucidar o compartilhamento do Universo com artes, culturas, massas populacionais e Eduardos. Uma folha em branco. Uma folha branca em branco. Brancos espaços, lacunas, deixas e interpretações. A Teoria Pixeliana contesta os espaços, nega sua origem e diz que somos tudo em qualquer lugar que estejamos. Eduardo enxerga isso. Eduardo nega isso. Eduardo entende isso.

A Ciência se cala diante do absurdo; ouvidos moucos, boca que engole o desespero, açoita o grito e revoluciona todo o ideal persistente. Renitente e persistente! Persiste ao que ainda existe e subsiste ao chiste e à galhofa. Risos, oh grã platéia, os palhaços insanos bebem as idéias e num instante de pura ilusão, embriagam-se da verdade. Justo na hora que todos pensam que eles estão jogando suas loucuras para agradar a platéia endurecida pelo que há de novo travestido, isso ela não sabe, do que fora lindo, belo e ainda é velho.

As idéias são velhas, a Ciência concebida e construída ao sabor das idealistas palavras é velha... vetusta Ciência. Já queimara em tantas fogueiras, já girou a Terra quadrada, já rodou filósofos em mantos redondos, rotundamente redonda. A Ciência gira como a Terra há de girar.

Mas não gira. A Ciência gira nas rodas que engrenam a revolução e a Terra, realmente, não gira. Quem giram são os soberanos soberbos que submetem à Ciência o sacrifício dos que fazem a Terra

girar. Giram, giram, giram.... todos, menos os todos que não são tolos soberanos é que giram... giram... giram...., giram....giram...

A TEORIA PIXELIANA prefacia uma jornada de conhecimento e criatividade. Leiam-na com esmero de artista. Pensem no mundo como Eduardo pensou. Um dia, quem sabe, este autor que agora inicia uma homenagem a um amigo-irmão, terá nas mãos a continuação da mesma. Mais certa, menos errada, não importa. Saberei que alguém, pelo menos, tentou.

UM GRANDE ABRAÇO DO AMIGO QUE SABE QUE A TEORIA
PIXELIANA É APENAS O PREFÁCIO DE TODA E QUALQUER
MANIFESTAÇÃO DE CRIATIVIDADE QUE ENALTECE A CIÊNCIA.

PACHECO FILHO



“Escreve a visão e torna-a bem legível sobre tábuas, para que a possa ler
o que correndo passa.”

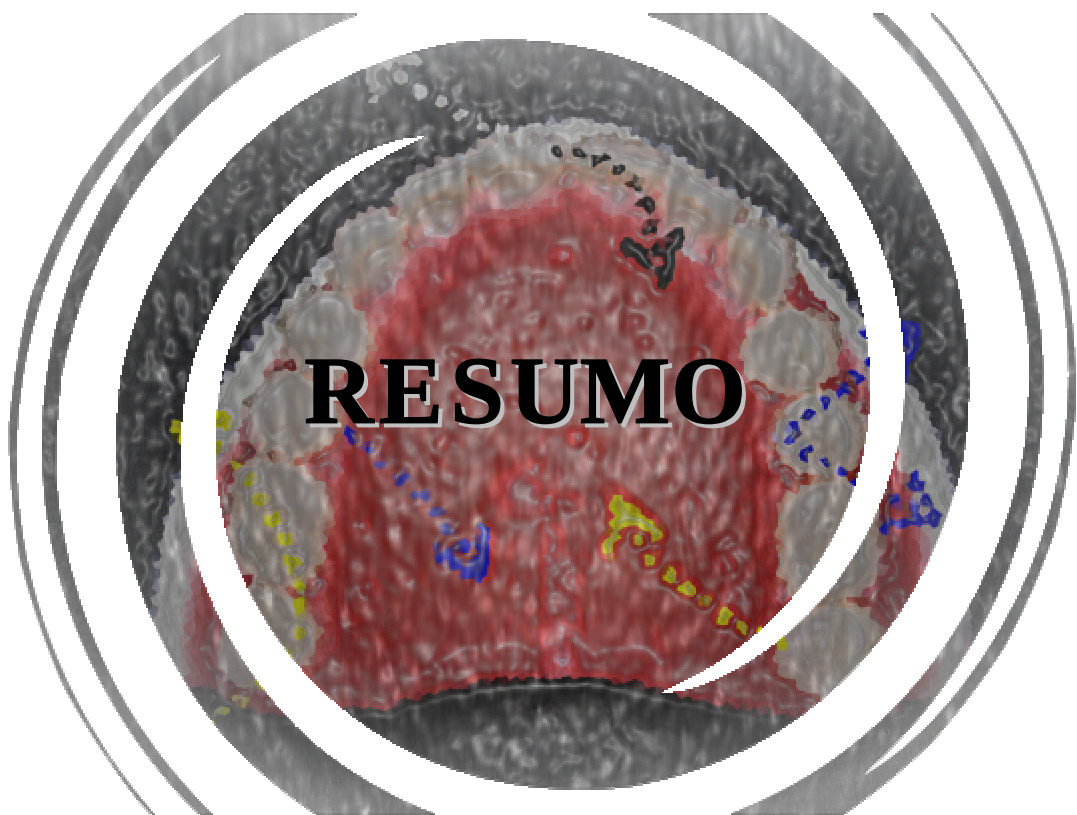
Habacuque 2,2

Sumário

RESUMO	14
ABSTRACT	17
LISTA DE FIGURAS	20
LISTA DE TABELAS	24
1 Introdução	28
2 Revisão de Literatura	36
2.1 As resinas acrílicas para bases de dentaduras completas.	37
2.2 Alteração dimensional dos dentes artificiais: variação da posição relativa	52
2.3 O formato do palato e sua relação com as alterações dimensionais das bases de próteses totais.	72
2.4 Métodos de mensuração utilizados na pesquisa com dentaduras completas.	77
3 Proposição	80
4 Material e Método	82
4.1 Lista de Materiais	83
4.2 Método.	85
4.2.1 Estimativa da grandeza das amostras.	85
4.2.2 Obtenção dos modelos de gesso	86
4.2.3 Enceramento das próteses	90

4.2.4	Demarcação dos pontos nos dentes artificiais.	98
4.2.5	Divisão dos grupos	101
4.2.6	Captura da imagem	103
4.2.7	Inclusão em mufla e processamento da resina.	105
4.2.8	Mensuração dos segmentos a partir da imagem digitalizada.	108
5.	Resultados	113
5.1	Teste do erro do método	114
5.2	Leitura das alterações da posição relativa dos dentes artificiais.	117
6	Discussão	133
7	Conclusão	150
	REFERÊNCIAS	153
	ANEXO	164

R



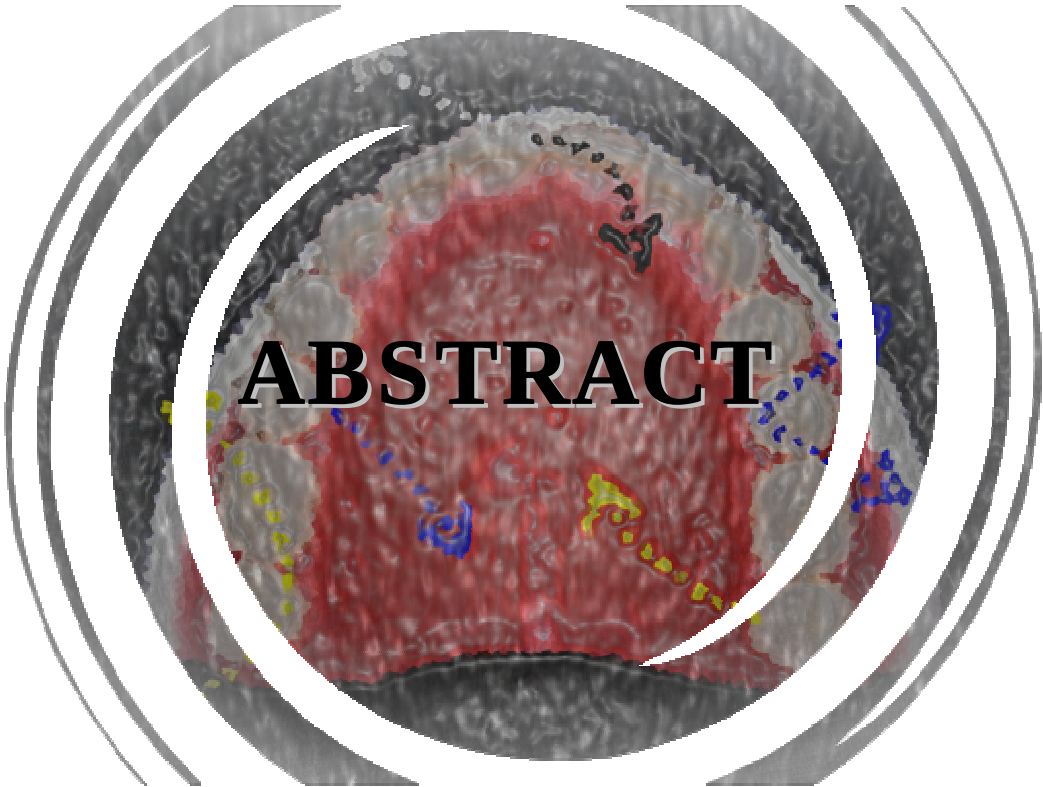
Resumo

VEDOVATTO, E. **Influência do processamento de próteses totais superiores em função da profundidade do palato:** análise da movimentação dos dentes artificiais por computação gráfica. 2005. 186f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – concentração Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba.

Em função do relacionamento existente entre a profundidade do palato e as alterações das bases de resina acrílica, esse trabalho investigou a movimentação dos dentes que ocorrem quando próteses totais são processadas com diferentes materiais e técnicas e a relação com o formato do palato. Foram confeccionadas vinte e oito réplicas de próteses totais sobre modelos maxilares com palato raso e vinte e oito réplicas para o palato profundo, idênticas quanto ao enceramento e posicionamento dos dentes. As próteses foram divididas em oito grupos com sete espécimes cada, de acordo com o tipo de resina utilizada, o material utilizado para inclusão em mufla e o tipo de palato. Foram demarcados pontos sobre os dentes que serviram de referência para as mensurações através do software AutoCAD 2005. As mensurações foram realizadas em dois estágios: após o enceramento das

próteses e após a demuflagem (não separadas do modelo). Os resultados foram submetidos à análise de variância e as comparações ao teste de Tukey com probabilidade de 5%. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados, porém quando a análise ocorreu num contexto geral, diferença estatisticamente significativa foi observada para as variáveis, formato de palato e material de inclusão. Baseado nos resultados pode-se concluir que: o formato do palato influencia nas alterações dos dentes artificiais; o palato profundo sofreu alterações dentais significativamente inferiores que o palato raso; as próteses incluídas com silicone apresentaram alterações significativamente superiores às incluídas com gesso; o tipo de resina utilizada não acarretou em alterações estatisticamente significantes entre si; a região posterior das próteses apresentou maiores alterações em relação à região anterior.

Palavras-chave: Prótese total; palato; resinas acrílicas; microondas.



ABSTRACT

Abstract

VEDOVATTO, E. **The influence of maxillary complete dentures processing in assignment to the palate depth:** computer graphics analysis of the artificial teeth movement. 2005. 186f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – concentração Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba.

About the relationship between the palate depth and the changes in acrylic resins base-plate, this work investigate the teeth movement that occurs when the complete dentures were processed by different materials, techniques and its relation to the palatal form. Twenty eight samples of complete dentures in maxillary cast with shallow palate form and twenty eight with deep palate form were constructed for the study. The samples presented similarities in the artificial teeth position. This prosthesis were divided in eight groups with seven specimens each, in agreement with the resin type for inclusion, the type of material used in the covering and the type of the palate depth. Points were demarcated on the teeth, which served as reference for the measurements of the segments (among the teeth), through software AutoCAD 2005. The measurements are accomplished in two moments: after the waxed and after the desflasking (not descasting). The results were submitted to the analysis of variance and comparisons

to the Tukey's test with probability of 5%. The results showed no statistical significantly differences between the groups, but when the variables were study in global context difference were observed for the palatal form and covering materials. Based on the results conclude that: the palatal form influence on the changes of teeth position. The deep palate showed alterations significantly inferior that presented for the shallow palate. The silicon used for the covering results in greater alterations in relation to the stone mold. The type of resin not differs in the alterations of teeth position (not significantly). The change of teeth position was greater in the posterior region compares to the anterior region of the prosthesis.

Keywords: Complete denture; palate; acrylic resins; microwave.

Lista de Figuras

FIGURA 1 –	Perfil do modelo da maxila com palato raso.....	87
FIGURA 2a –	Alteração da profundidade do palato.....	88
FIGURA 2b –	Secção longitudinal do modelo evidenciando a acentuação da profundidade do palato (laranja).....	88
FIGURA 3 –	Perfil da maxila com palato profundo.....	88
FIGURA 4 –	Secção longitudinal dos modelos. Palato Raso (à esquerda). Palato Profundo (à direita).....	89
FIGURA 5 –	Caixa-molde em silicone para duplicação dos modelos utilizados no experimento.....	89
FIGURA 6 –	Posicionamento dos dentes nos sítios da caixa-molde do padrão raso.....	92
FIGURA 7 –	Dentes posicionados nos respectivos sítios.....	92
FIGURA 8 –	Cera liquefeita vazada no molde.....	93
FIGURA 9 –	Molde preenchido com cera liquefeita.....	93
FIGURA 10 –	Modelo preparado sendo posicionado na matriz de silicone.....	94
FIGURA 11 –	Modelo mantido sob pressão (200gf). Note o extravasamento da cera.....	94
FIGURA 12 –	Remoção do modelo após o resfriamento da cera.....	95

Lista de Figuras

FIGURA 13 –	Réplica confeccionada.....	95
FIGURA 14 –	Prótese padrão raso.....	96
FIGURA 15 –	Prótese padrão profundo.....	97
FIGURA 16 –	Esquema dos pontos demarcados nos dentes e segmentos a serem mensurados.....	99
FIGURA 17 –	Guia de resina acrílica para a demarcação dos pontos nas réplicas.....	100
FIGURA 18 –	Pontos demarcados nos dentes. Amostra preparada para digitalização.....	100
FIGURA 19 –	Ponto ampliado em lupa óptica (70x).....	101
FIGURA 20 –	Captura das imagens (bloco metálico e prótese).....	104
FIGURA 21 –	Imagem do conjunto.....	104
FIGURA 22 –	Inclusão com gesso pedra em muflas plásticas.....	107
FIGURA 23 –	Inclusão com barreira de silicone (pressão bi-digital).....	107
FIGURA 24 –	Redimensionamento da imagem utilizando como referência a largura do bloco metálico.....	110
FIGURA 25 –	Ponto ampliado no AutoCAD. Note o formato de cruz.....	110
FIGURA 26 –	Mensurações dos segmentos propostos no estudo.....	111

Lista de Figuras

FIGURA 27 –	Gráfico de dispersão para o teste de confiabilidade intra-operador.....	115
FIGURA 28 –	Gráfico de dispersão para o teste de confiabilidade inter-operador.....	116
FIGURA 29 –	Médias gerais de todos os segmentos nos grupos estudados.....	119
FIGURA 30 –	Média das alterações (cm) para as próteses considerando o formato do palato.....	121
FIGURA 31 –	Alterações médias (cm) das próteses confeccionadas sobre diferentes formas de palato considerando o tipo de polimerização.....	122
FIGURA 32 –	Alterações médias (cm) das próteses confeccionadas sobre diferentes formas de palato considerando o tipo de inclusão.	124
FIGURA 33 –	Alterações dos segmentos para os grupos que constituem as próteses com palato raso.....	125
FIGURA 34 –	Alterações dos segmentos para os grupos que constituem as próteses com palato profundo.	127
FIGURA 35 –	Alterações (cm) dos segmentos para a variável profundidade do palato.	128
FIGURA 36 –	Padrão presumido de alterações dos dentes em função da análise dos segmentos para o palato raso.....	130
FIGURA 37 –	Padrão presumido de alterações dos dentes em função da análise dos segmentos para o palato profundo.....	130

Lista de Figuras

FIGURA 38 –	Média das alterações percentuais para os segmentos que formam o triângulo maior e o triângulo menor para o formato do palato.....	132
FIGURA 39 –	União dos segmentos A, B e C constituindo o triângulo maior.....	132
FIGURA 40 –	União dos segmentos D, E e F constituindo o triângulo menor.....	132
FIGURA 41 –	Diagrama de Venn mostrando o cruzamento das variáveis do estudo.....	137

Lista de Tabelas

TABELA 1 –	Valores da primeira mensuração (M1) e da segunda mensuração (M2) realizadas pelo mesmo operador para cada segmento.....	115
TABELA 2 –	Valores da primeira mensuração (O1) e da segunda mensuração (O2) realizadas por operadores distintos para cada segmento.	116
TABELA 3 –	Média dos grupos independente do segmento analisado e desvio padrão (valores em cm).....	119
TABELA 4 –	Análise de Variância para as médias das alterações de cada variável estudada.....	120
TABELA 5 –	Médias das alterações (cm) para cada segmento nos grupos que constituem as próteses com palato raso.....	125
TABELA 6 –	Médias das alterações (cm) para cada segmento nos grupos que constituem as próteses com palato profundo.....	126
TABELA 7 –	Médias das alterações (cm) para cada segmento comparando o palato raso (n=28) e palato profundo (n=28).....	128
TABELA 8 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PMS (Palato profundo/Microondas/Silicone), antes do processamento.....	165

Lista de Tabelas

TABELA 9 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PMS (Palato profundo/Microondas/Silicone), após do processamento.....	166
TABELA 10 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PMG (Palato profundo/Microondas/Gesso), antes do processamento.....	167
TABELA 11 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PMG (Palato profundo/Microondas/Gesso), após o processamento.....	168
TABELA 12 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PCS (Palato profundo/Convencional/Silicone), antes do processamento.	169
TABELA 13 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PCS (Palato profundo/Convencional/Silicone), após o processamento.	170
TABELA 14 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PCG (Palato profundo/Convencional/Gesso), antes do processamento.	171
TABELA 15 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PCG (Palato profundo/Convencional/Gesso), após o processamento.....	172

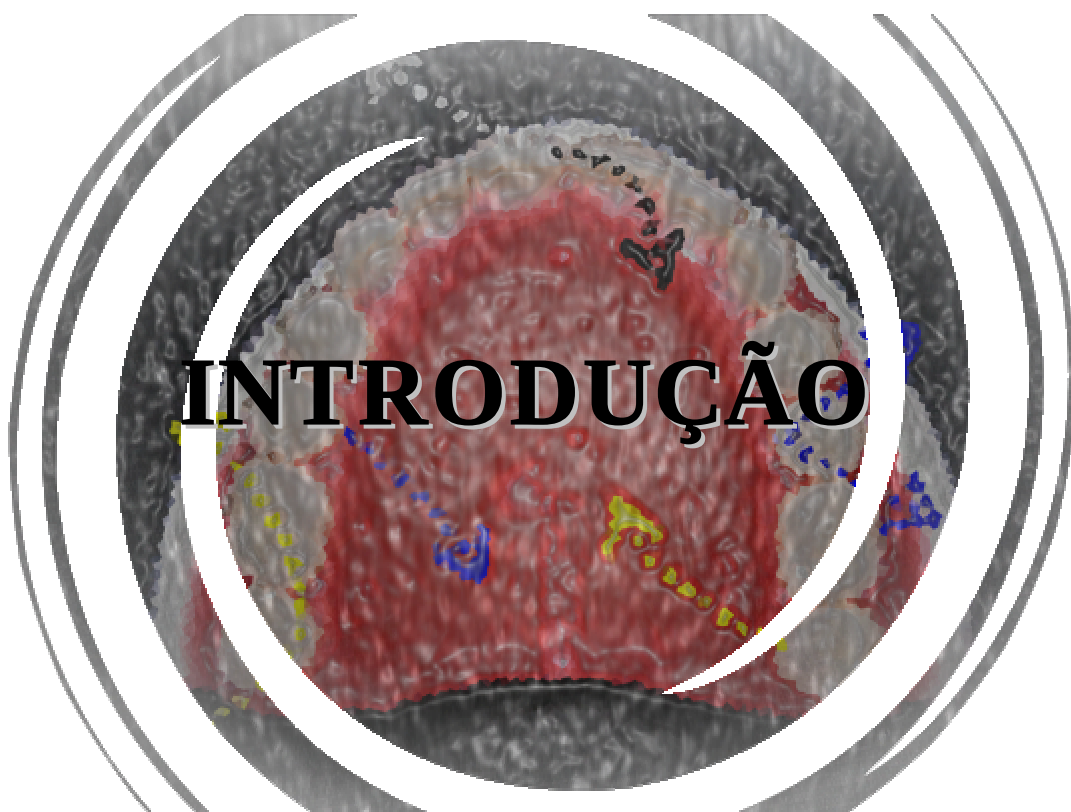
Lista de Tabelas

TABELA 16 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RMS (Palato raso/Microondas/Silicone), após o processamento.....	173
TABELA 17 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RMS (Palato raso/Microondas/Silicone), após o processamento.....	174
TABELA 18 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RMG (Palato raso/Microondas/Gesso), antes do processamento.....	175
TABELA 19 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RMG (Palato raso/Microondas/Gesso), após o processamento.....	176
TABELA 20 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RCS (Palato raso/Convencional/Silicone), antes do processamento.....	177
TABELA 21 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RCS (Palato raso/Convencional/Silicone), após o processamento.....	178
TABELA 22 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RCG (Palato raso/Convencional/Gesso), antes do processamento.....	179

Lista de Tabelas

TABELA 23 –	Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RCG (Palato raso/Convencional/Gesso), após o processamento.....	180
TABELA 24 –	Análise de variância para o segmento A....	181
TABELA 25 –	Análise de variância para o segmento B....	181
TABELA 26 –	Análise de variância para o segmento C....	182
TABELA 27 –	Análise de variância para o segmento D....	182
TABELA 28 –	Análise de variância para o segmento E....	183
TABELA 29 –	Análise de variância para o segmento F....	183

1



A reabilitação oral protética, sobretudo, as próteses totais removíveis constituem um grupo terapêutico bastante utilizado para devolver a função e a estética à pacientes com perda total dos órgãos dentários. O tratamento com próteses totais requer procedimentos bem orientados, uma vez que, pelo fato de se utilizar processos artesanais, exige do profissional não só conhecimentos técnico-científicos, como também o bom-senso, que está relacionado ao ambiente e a cultura loco-regional. Sendo assim, esses procedimentos que constituem a terapêutica global com prótese total precisam ser realizados com o máximo de acerto, tanto os clínicos, quanto os laboratoriais, para que se atinja máxima eficiência na adaptabilidade, oclusão e estética. Dentre os procedimentos que afetam com grande importância o tratamento protético, estão os procedimentos laboratoriais, cada vez mais aperfeiçoados em função da bagagem científica existente, que apontam fatores importantes que podem contribuir para o sucesso ou insucesso do tratamento.

Quando se realiza a prova funcional da prótese, espera-se claramente que a disposição dos dentes artificiais se mantenha fiel à oclusão pré-estabelecida em cera, já que essa, por sua vez, foi fielmente

individualizada para a necessidade do paciente. Embora se almeje isso, ocorrem distorções laboratoriais que muitas vezes prejudicam o tratamento, mas desde que bem orientadas para cada caso específico, essas alterações podem ser minimizadas. Com as mais variadas dimensões dos aparelhos protéticos, os mesmos podem se comportar de maneira diferente frente aos materiais envolvidos para sua confecção, sendo uns procedimentos mais eficientes que outros, principalmente no que se diz respeito aos materiais de revestimento de mufla e do tipo de processamento da resina.

Assim se vê, muitas vezes, que após o processamento, os níveis de desadaptação das bases de resina acrílica são variáveis podendo trazer prejuízos à retenção da mesma, limitando sua função. Outro fator de inestimável importância é a oclusão, que invariavelmente apresenta alterações, podendo resultar em contatos prematuros deflexivos trazendo prejuízos a fibromucosa oral e, conseqüentemente, à reabsorções ósseas, ou ainda, dificultando a eficiência da prótese, uma vez que a mudança de posição dos dentes muitas vezes é de tal magnitude, que o ajuste oclusal necessário para se restabelecer a oclusão desejada afeta a topografia oclusal do dente, diminuindo a eficiência triturante, principalmente, quando a escolha for por dentes não anatômicos.

No entanto os fatores que podem levar a tais distorções são muito complexos. Em função disso acreditava-se, no passado, que o dente podia movimentar em qualquer direção. A resina acrílica, sendo o material utilizado para base de próteses totais, apresenta uma contração volumétrica inerente ao material, praticamente inevitável, além da ação do tipo de revestimento utilizado para inclusão em mufla. Dessa maneira uma prótese poderá sofrer a ação da contração da resina, da expansão do gesso, e ainda da liberação das tensões induzidas durante o resfriamento da resina, decorrente do ato de polimerização e da limitação do espaço no interior da mufla.

Um fato de extrema importância e que muitas vezes passa despercebido pelo clínico e o técnico de laboratório é a relação que existe entre a forma e o tamanho da maxila na condução correta do tratamento. Pesquisas realizadas com a finalidade de classificar diferenças entre os tipos mais comuns de rebordo e palato, sugerem ao clínico uma orientação do tratamento, no que diz respeito às técnicas de impressão, alívios, arranjo oclusal e espessura do selamento posterior. Inclusive, que a precisão dimensional das próteses pode ser diferenciada em próteses confeccionadas sobre maxilas de formatos diferentes, uma vez que, as dimensões da resina acrílica são incongruentes. No entanto, observa-se que a preocupação está totalmente direcionada para o clínico, deixando de lado as etapas laboratoriais que constituem parte integrante e de igual importância num tratamento reabilitador.

No entanto, a existência de possíveis evidências da correlação da forma do palato na alteração dimensional de próteses têm sido apresentadas recentemente, em que nos casos em que os palatos que se enquadravam com características profundas e largas, sofreram não só alterações de maior magnitude, como também, com padrões distintos quando analisaram a direção da movimentação dentária no sentido horizontal (plano oclusal). Usualmente, o procedimento laboratorial não difere quando se constrói um aparelho protético com rebordos e formas de palato diferentes. Outro fator importante é quanto à inclinação dos dentes artificiais, principalmente dos posteriores, que por sua vez, podem alterar a curva de compensação individualizada do paciente e dificultar o estabelecimento da articulação bilateral balanceada. Em maxilas com palato profundo a resultante de forças, principalmente as relacionadas com a liberação de tensões induzidas, ocorre acompanhando o rebordo, portanto mais inclinadas para este caso, diferindo daquelas que ocorrem em palatos rasos. Esse fator pode interferir diretamente no selamento posterior tão importante para as próteses totais. Dessa forma, a maioria dos estudos relacionados com as formas de palato e bases de resina acrílicas se restringiu em investigar o grau de desadaptação das próteses na região de selamento posterior, não atentando ao fato de que o dente também pode modificar sua posição, de acordo com o sentido da contração, podendo ocorrer de uma forma para o palato raso e de outra forma para as próteses construídas

sobre maxilas com características de palato profundo. O padrão de movimentação dentária quando se altera a variável do palato ainda não parece evidente. Assim, o dente pode se movimentar tridimensionalmente sendo que a região posterior da prótese parece ser a mais afetada e é, principalmente, em função dessa movimentação, que se observa clinicamente o aumento da dimensão vertical de oclusão, seguido de uma diminuição do trespasse vertical após a remontagem no articulador. Vê-se também que a espessura da base de resina pode influenciar na manutenção da oclusão pré-estabelecida em cera e que as bases mais espessas apresentam maior grau de distorção.

Sobremodo pertinaz é o tipo de material utilizado para o revestimento em mufla, fundamentalmente com relação ao gesso e o silicone. Estudos controversos sobre o comportamento desses materiais têm sido apresentados nos últimos anos, quando se relaciona o tipo de inclusão e o meio de polimerização da resina, se em banho de água quente ou microondas. Por sua vez, os métodos de polimerização também requerem discussão, pela falta de padronização dos ciclos de processamento, ora indicando resultados melhores para a polimerização em banho de água quente, ora indicando maior eficácia para o microondas. Como esses métodos podem possuir comportamentos distintos, principalmente no desenvolvimento de tensões, é fato que o contorno do palato possa induzir alterações com padrões diferenciados.

Os estudos que avaliam os efeitos do processamento de próteses totais na alteração do padrão oclusal ainda persistem, principalmente, pelos diferentes resultados que se observam na literatura, compondo na maioria, comportamentos controversos no que diz respeito às alterações (não apresentando um único padrão), provavelmente pelas diferenças metodológicas aplicadas para a verificação das mensurações, incluindo aí, o tempo e a padronização das leituras. Existe certo predomínio no uso do compasso calibrador e microscópios lineares, porém métodos que podem oferecer bastante precisão são os sistemas computadorizados de mensuração por coordenadas. Deste modo, os métodos computacionais têm sido utilizados com muita precisão, não só no que diz respeito às simulações de esforços, como também para realização de mensurações, como o método de mensuração pelo AutoCAD (AutoDesk Ink USA), que é um programa desenvolvido para a construção de elementos gráficos de grande aplicação na engenharia e física, e que permite uma mensuração precisa e rápida dos corpos-de-prova através de imagens digitais.

Tendo como base a multifatoriedade e a complexidade das causas que afetam a posição dos dentes artificiais, bem como o padrão de distorção das bases de resina e sua correlação com a movimentação dos dentes, quando realizadas em palatos com profundidades distintas, em diferentes condições de inclusão (se com gesso ou silicone) e diferentes condições de polimerização (se em banho

de água quente ou microondas), leva-nos a propor estudos que evidenciem esses fenômenos e que por ventura possam ser minimizados pela escolha correta do processamento.

2



2.1 – As resinas acrílicas para bases de dentaduras completas.

A história das resinas acrílicas para bases de dentaduras começa no século passado, sendo aproximadamente, desde 1937 o principal material utilizado para confecção de bases de dentaduras (ELLIS, 1937)¹⁶. A alternativa conferida pelas resinas acrílicas apareceu, com certeza, como um marco na história da odontologia e possibilitou o desenvolvimento dos aparelhos protéticos com melhor performance, desde então. As resinas acrílicas, cujo composto químico é denominado de Poli(metilmetacrilato), o PMMA, é produzido através da polimerização dos radicais livres do líquido de monômero de metilmetacrilato, que adquire após a polimerização um aspecto vítreo. Contudo, a conversão do monômero em polímero resulta em brusca contração volumétrica (aproximadamente 21%) do material, uma característica indesejável para a confecção das próteses. A busca incansável por uma resina acrílica que possua contração “zero” fez com que as resinas acrílicas sofressem modificações, sendo uma alternativa, a pré-polimerização da resina e a transformação em partículas de polímeros sendo as mesmas

embebidas em monômero, permitindo a formação de uma massa manipulável e com contração volumétrica na ordem de 6% (0,5% de contração linear - SKINNER, 1962)⁴⁷. A observação do Prof. Skinner ilustra bem esse evento:

“Quando o monômero de metilmetacrilato é polimerizado para formar o poli(metilmetacrilato), a densidade da massa altera-se de 0,94 a 1,19g/cm³.”

“...isso resulta em uma contração de 21%. Quando uma resina termoativada convencional é misturada na proporção pó:líquido recomendada, cerca de um terço da massa resultante é líquida. Consequentemente, a contração volumétrica projetada para a massa polimerizada deveria ser de aproximadamente 7%.”

(SKINNER, 1962)⁴⁷

Para atingir maior fidelidade dimensional para a confecção de bases de dentaduras, os materiais e o processo de polimerização começam a sofrer modificações. De acordo com Anthony e Peyton (1962)², as modificações até então desenvolvidas para o mercado, na época, consistiam em alterar as propriedades das resinas acrílicas para que adquirissem maior tempo de trabalho e melhor plasticidade durante sua manipulação. Outro desenvolvimento foi a introdução do método de injeção, que podia ser utilizado com três tipos de materiais: o poliestireno; o gel de polivinil acrílico; o gel de polimetilmetacrilato. Uma alternativa ao método de termopolimerização por compressão foi a autopolimerização química da resina, que utilizava, geralmente, uma

amina terciária como agente de decomposição do peróxido de benzoíla.

Segundo os autores:

“As resinas autopolimerizáveis produzem, invariavelmente, bases de dentaduras com melhor adaptabilidade.”

“As próteses termopolimerizadas, processadas em banho de água quente e resfriadas em temperatura ambiente, apresentam um nível maior de contração que as autopolimerizadas.”

“A diferença de contração entre esses dois tipos de resinas pode ser atribuída à diferença no resfriamento requerido para que ela atinja sua forma rígida.”

(ANTHONY; PEYTON, 1962)²

Embora Anthony e Peyton (1962)² tenham mostrado que as resinas autopolimerizáveis apresentam melhor adaptação em relação às demais, consideram que a aceitação desse material deve ponderar outras características físico-químicas como resistência transversal, sorção de água e estabilidade de cor.

Embora houvesse muitos materiais disponíveis para a confecção de bases de dentaduras como as resinas epóxi, os materiais termoplásticos como o poliestireno e até mesmo o louvável vulcanite, as resinas acrílicas despontavam na aceitação, sendo o método de compressão e aquecimento das muflas em banho de água quente o meio mais comum de processamento.

Nishi (1968)³⁶ iniciou os estudos das resinas acrílicas com termopolimerização em microondas, apresentando um ensaio realizado com discos de resinas de várias dimensões. Seu estudo concluiu que as

resinas irradiadas por microondas obtiveram resultados comparáveis à, até então, polimerização em banho de água quente, quando foram avaliadas a porosidade e a estabilidade dimensional, desde que fosse respeitado o período correto de irradiação. O autor sugeriu que o aquecimento da resina ocorre rapidamente e uniformemente, atribuindo a isso, uma polimerização completa do material.

Percebe-se, que embora extremamente pertinente os estudos realizados nas décadas de 50, 60 e 70, foram nas décadas de 80 e 90 que ocorreu um grande número de estudos substanciosos, que contribuem até hoje para o aperfeiçoamento das resinas acrílicas.

O tipo de resina, o método de polimerização e o material de revestimento para inclusão não são os únicos fatores que interferem no bom resultado das próteses, mas como alertava Skinner (1962)⁴⁷, o modo como a resina era resfriada e o volume de resina utilizada também geravam alterações em diferentes graus sobre as bases de resina acrílica. Para De Clerck (1987)¹²:

“A diferença entre o gradiente térmico da parte interna da mufla e o ambiente possui extrema importância, uma vez que se a temperatura da mufla, decorrente do aquecimento e da reação exotérmica, não for capaz de ser liberada, porosidades poderão ocorrer em função da ebulição do monômero, principalmente nas regiões mais espessas da base”

(de CLERK, 1987)¹²

Para De Clerk (1987)¹² a polimerização em forno de microondas gera o aquecimento direto da massa de resina, desenvolvendo um gradiente térmico favorável em relação aos materiais de revestimento e as paredes da mufla que, por permanecerem frias, permitem o escape do aquecimento e conseqüentemente mantém uma temperatura ótima da resina para que ocorra uma polimerização completa, evitando assim a ocorrência de porosidades.

Chen et al. (1988)⁸ avaliaram a relação existente entre a espessura da base e a precisão dimensional da resina acrílica termopolimerizável em banho de água quente. Verificaram que houve diferença estatisticamente significativa entre as bases confeccionadas com 1,5mm de espessura em relação àquelas realizadas com 5mm, tanto quando se avaliou a desadaptação do modelo quanto a distância dos molares. Em mesmo estudo, observou que o ciclo de resfriamento tem influência direta na precisão dimensional das próteses, encontrando desadaptação estatisticamente significativa entre o rápido resfriamento em água em relação ao resfriamento lento em temperatura ambiente, apontando as maiores distorções para as próteses resfriadas rapidamente.

Deste modo a espessura da resina acrílica pode ser um fator significativo na grandeza da contração decorrente do processamento sendo que depende também diretamente do local em que se examina na prótese. Sadamori et al. (1994)⁴² sugerem que a espessura e o local não

só influenciam no comportamento de contração da resina, como também podem estar associados à quantidade de monômero residual após a polimerização, que tem influência direta com as propriedades físicas finais do PMMA. Afirmaram ainda, que esses fatores podiam se comportar de maneira diferente com relação à energia utilizada para ativação, se em banho de água quente ou microondas. Ao verificar essas variáveis, em espécimes quadrados de resinas acrílicas com espessuras de 0,5mm, 1,5 e 4,5mm, encontraram diferenças estatisticamente significante entre as espessuras, apontando o menor resíduo para o grupo mais espesso, quando a polimerização ocorreu pelo método convencional e pelo método radioativo. No entanto, não foi observada diferença em relação ao local de análise, se no centro do corpo-de-prova ou se na periferia, tampouco em relação ao método convencional e por microondas, independentemente da espessura analisada.

Uma vez que a contração da resina acrílica é praticamente inevitável, e as melhorias inerentes à composição da mesma bastante limitada, a atenção volta-se para os materiais de revestimento envolvidos no processamento, com a finalidade de minimizar as alterações induzidas por esses materiais, bem como compensar as alterações inerentes à polimerização. Com esse propósito, Sykora e Sutow (1996)⁴⁹, avaliaram a influência do gesso de alta expansão na distorção das bases de resinas acrílicas fabricadas pelo método da injeção e pelo método da compressão, avaliando a desadaptação

posterior das bases em relação ao modelo com características de maxila com palato raso. Concluíram que os modelos vazados com o gesso de alta expansão reduziram a desadaptação posterior das próteses (até 65% menor em relação ao gesso tipo III), alertando ainda que o método de inclusão da resina podia ser escolha secundária, uma vez que as evidências apontaram resultados muito próximos para os grupos em que realizou-se o método de injeção em relação à prensagem.

Portanto, os fatores envolvidos nas alterações da resina são muito complexos, de modo que, uma prótese poderá sofrer a ação não só da contração da resina, como também da expansão do gesso e ainda, das tensões liberadas durante a demuflagem da prótese, decorrentes do acúmulo de energia proporcionado pelo confinamento. Deste modo, Komiyama e Kawara (1998)²⁸ propuseram o estudo do desenvolvimento de tensões de resinas acrílicas termoativadas por banho de água quente durante e após seu processamento, ainda no interior das muflas. Verificaram que o desenvolvimento de tensões na resina ainda no interior da mufla aumenta proporcionalmente com a diminuição da temperatura (resfriamento), entretanto existe um relaxamento dessas tensões após um período de tempo. Relataram que existe diferença no desenvolvimento de tensões em relação ao local da resina. Na periferia, ocorre menor desenvolvimento de tensões do que no centro do corpo-de-prova. Com isso os autores concluíram que as próteses deveriam ser mantidas no interior das muflas, pelo menos um dia após o resfriamento

das mesmas, uma vez que o relaxamento das tensões induzidas no processamento podia chegar à metade.

De grande valia são os estudos que investigam o comportamento das resinas acrílicas termoativadas. Enquanto as resinas polimerizadas em banho de água quente representam uma grande parcela dos estudos científicos, as resinas termopolimerizáveis por microondas, encontram sua aceitação, principalmente em função do tempo necessário para seu processamento (BRAUN et al. 2000)⁷. Uma vez que o aquecimento por microondas ocorre diretamente na massa de resina acrílica, o método radioativo elimina o tempo necessário para transferir o calor da água quente para o interior da mufla, fazendo com que esse processo seja rápido. Deste modo Braun et al. (2000)⁷ investigaram se o processamento das resinas polimerizadas por microondas proporcionaria bases com menores alterações dimensionais quando comparadas com as resinas polimerizadas pelo método convencional em banho de água quente. Os autores estudaram três marcas de resinas e três ciclos de polimerização. A resina Acron MC (G.C. Dental Ind. Corp.) específica para termopolimerização por microondas; resina Clássico (Artigos Odontológicos Clássico) e resina Lucitone 550 (Dentsply Ind. e Com. Ltda) ambas para polimerização pelo método convencional. Os três ciclos testados foram: Ciclo 1 – 12 horas em polimerizadora à temperatura de 73 +- 2°C; Ciclo 2 – 90 minutos à temperatura de 65+-3°C e 90 minutos à aproximadamente 100°C; Ciclo 3

– 3 minutos a 500W em forno de microondas. As resinas para polimerização convencional foram submetidas aos três ciclos, enquanto a resina Acron Mc foi submetida apenas ao ciclo por microondas. Concluíram que não houve diferença estatisticamente significante entre as resinas polimerizadas pelo método convencional e a resina polimerizada por microondas. Porém, afirmam que a composição e a quantidade de resina interferem na alteração dimensional quando ocorreu o armazenamento em água.

Uma vez que o ciclo de polimerização pode ter influência direta na precisão dimensional das bases de resina acrílica, este também pode interferir nas propriedades físicas do material, comprometendo o bom desempenho clínico do mesmo. Assim, Bartoloni et al. (2000)⁴ avaliaram o grau de conversão do monômero quando compararam três tipos de resinas acrílicas que possuem diferentes ciclos de polimerização. As resinas testadas no estudo foram: Lucitone 199 (Dentsply International York, PA, USA) com ciclo longo em banho de água quente (74°, 9h); Acron MC (GC América, IL, USA) com ciclo em microondas (500W, 3min) e Accelar 20 (Miles, Inc. Dental Products, South Bend, In, USA) com ciclo curto em banho de água quente (100°C, 20min). O estudo foi realizado em lâminas de resina 50x50x1mm sendo as leituras do monômero residual realizado em espectrofotometria FTIR (Fourier Transform Infrared Spectroscopy). Os resultados evidenciaram que ocorreu diferença estatisticamente significante entre o ciclo rápido de polimerização

convencional em relação ao ciclo longo e o ciclo por microondas, apontando o menor grau de conversão para o ciclo rápido. Os autores ainda sugerem que a quantidade de monômero residual pode causar maior irritabilidade à mucosa do paciente.

Pertinente é, porém, a avaliação da porosidade das resinas acrílicas, uma vez que de acordo com Yannikakis et al. (2002)⁵³ o grau de porosidade influencia na geração de tensão, na vulnerabilidade ao empenamento das bases de resinas acrílicas como também na sorpção de fluidos e acúmulo de placa bacteriana. Segundo os autores a presença de porosidade interna é causada por vários fatores, sendo que o tipo de polimerização como a espessura da base são duas variáveis que devem ser consideradas. Deste modo ao estudar a influência do ciclo de polimerização, de marcas de resinas bem como a espessura sobre o grau de porosidade, os autores concluíram que para a polimerização convencional (resina Paladon 65 – termopolimerizável) não houve porosidade entre os grupos que possuíam diferentes espessuras, no entanto, quando essa resina foi submetida à energia de microondas, apresentou porosidade significativa, especialmente no grupo em que a espessura da base foi de 6mm; a resina especialmente desenvolvida para microondas (Acron MC) apresentou níveis extremamente baixo de porosidade, afirmando que é clinicamente insignificante; o local que mais apresentou porosidade foi o centro dos corpos-de-prova, alertando que há influência da forma e espessura do mesmo.

Uma vez que o tipo de polimerização e o tipo de resina podem influenciar no grau de porosidade e nos níveis de monômero residual, é extremamente necessário que esses materiais sejam apropriados para a construção do aparelho protético, uma vez que seu bom desempenho clínico está a mercê do relacionamento desses materiais em relação aos dentes artificiais. Assim Schneider et al. (2002)⁴³ compararam a influência do tipo de polimerização sobre a resistência à união dos dentes artificiais, utilizando a resina Lucitone 199 termopolimerizável em banho de água, comparada à resina Acron MC termopolimerizável em microondas. Os autores concluíram que a resina termopolimerizável pelo método convencional apresentou melhor adesão dos dentes artificiais quando comparada com a resina termopolimerizável por microondas. Foi mostrado ainda que o tipo de dente artificial também tem influência direta no grau de adesão às bases de resina.

Como visto anteriormente, a irritabilidade não é o único fator quando se analisa a quantidade de monômero residual, uma vez que de acordo com Machado et al. (2002)³⁰, o monômero residual presente na resina acrílica imediatamente após a polimerização, pode ainda se converter em polímeros, através de lenta ligação com os radicais livres presente na composição bem como aos agentes de ligação cruzada. Neste estudo, que os autores avaliaram qual a influência do tratamento térmico sobre as propriedades de materiais reembasadores, apresentaram também dados sobre a resina acrílica empregada em

questão. Ao comparar a resina Lucitone 550 (Dentsply International Inc, York, Pa.) polimerizada em ciclo longo (9h 71°C) encontraram contração da resina na ordem de 0,4%, afirmando que a imersão dos corpos-de-prova em água destilada à 37°C recuperou a contração de polimerização em 0,2%.

Portanto, o bom desempenho clínico das resinas acrílicas está diretamente relacionado com a conversão do monômero em polímero, sendo que essa conversão é maior nas resinas acrílicas termopolimerizáveis do que nas autopolimerizáveis (MACHADO et al. 2002)³⁰. No entanto, durante o processamento das resinas termopolimerizáveis, parte desse monômero pode entrar em ebulição, fator esse que caracteriza a presença de porosidade nas bases de dentaduras e que compromete a estética e o bom desempenho clínico das próteses. Uma vez que a temperatura depende da pressão do meio, Yau et al. (2002)⁵⁴, propuseram o estudo da variação de temperatura e pressão da resina acrílica no interior da mufla quando foram submetidas a dois ciclos de polimerização em banho de água quente: um ciclo longo (72h à 72°C + 1,5h à 92°C) e um ciclo curto (40min à 100°C). Utilizando sensores de pressão e temperatura adaptados no interior das muflas, os autores concluíram que quando a resina foi submetida ao ciclo longo, não foi observado pico de temperatura (não ultrapassou 100°C), enquanto no ciclo curto o pico chegou à 131°C. A máxima pressão gerada no interior da mufla para o ciclo longo ocorreu na ordem de 22atm, alterando o ponto

de ebulição do monômero para 228°C, sendo, portanto, que à máxima temperatura encontrada na ocasião (131°C) está bem abaixo do ponto de ebulição do monômero nas condições de pressão interna da mufla, significando que a pressão adequada exercida pela prensagem e confinamento das muflas são suficientes para evitar a evaporação do monômero e prevenir a porosidade.

No entanto, uma vez que o desenvolvimento de materiais e técnicas se apresenta em parte satisfatório, quanto a estabilidade dimensional e propriedades físicas do material, a atenção volta-se pelo aperfeiçoamento do processo, sendo que o tempo necessário para a confecção das próteses e simplificação das técnicas resultam em menor custo e reabilitação mais rápida do paciente. Deste modo um dos fatores que causam alteração na resina acrílica é, justamente, a concentração de tensão no interior da mufla, ocasionada, principalmente, pelo resfriamento da resina acrílica. Ganzarolli et al. (2002)¹⁷ propuseram a avaliação da distorção das bases de resina acrílica quando essas foram submetidas a dois tipos de resfriamento após a polimerização: resfriamento à temperatura ambiente e resfriamento acelerado em água (20°C). Concluíram que o resfriamento rápido resultou em alterações estatisticamente significantes em relação ao resfriamento lento, apontando as maiores alterações para o rápido, quando a análise ocorreu imediatamente após o resfriamento.

Uma vez que o tempo necessário para a confecção das próteses passa a ser um fator importante no processo, é de bom senso que processar mais de uma mufla por vez se torne uma opção interessante para os laboratórios, fato que já existe para o processamento térmico em banho de água quente, no entanto mais complexo para o processamento em microondas. Botega et al. (2004)⁶ estudaram o tempo necessário para a polimerização em microondas quando era realizado um único ciclo para múltiplas muflas. A partir dos níveis de monômero residual encontrado na polimerização de uma única mufla estimaram o tempo necessário para a polimerização de 2, 3 e 4 muflas em microondas simultaneamente. Chegaram à conclusão que o tempo necessário para polimerização de uma mufla adicional é 70% maior que aquele necessário para a polimerização de uma única mufla.

Assim, é desejado que as resinas acrílicas não só possuam baixo índice de contração e estabilidade dimensional após o processamento, como também características físicas aceitáveis para o bom desempenho clínico do material. Para Compagnoni et al. (2004)¹¹:

“Assegurar o tempo correto do ciclo de polimerização em microondas garante o controle de temperatura, minimizando, consequentemente, a presença de porosidade nas bases de resina acrílica.”

(COMPAGNONI et al., 2004)¹¹

Para testar se diferentes ciclos de polimerização em microondas poderiam surtir efeito sobre a porosidade das resinas acrílicas, os autores estudaram os seguintes ciclos:

- Grupo A: Resina Ondacryl (Microondas, 3min, 500W);
- Grupo B: Resina Ondacryl (Microondas, 13min à 90W – mufla na vertical; 90s à 500W – mufla na horizontal);
- Grupo C: Resina Ondacryl (Microondas, 3min à 320w; 4 min em repouso; 3min à 720W);
- Grupo T: Resina Clássico (Banho de água quente, 9h à 74°C).

Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos citados, afirmando que o método por microondas resulta em níveis similares de porosidade quando comparado com o método convencional.

2.2 – Alteração dimensional dos dentes artificiais: variação da posição relativa.

De fato quando empregamos a resina acrílica para confecção de bases de dentaduras, a estabilidade dimensional é uma das propriedades que deve ser considerada. De acordo com Skinner (1949)⁴⁸ os eventos que ocorrem no interior da mufla quando a resina acrílica está sendo polimerizada são muito complexos, sendo a contração de polimerização, um desses eventos. No entanto, o mesmo autor observa que embora a contração linear de polimerização seja verificada, atribui à contração de natureza térmica a causa mais provável das alterações das bases de resina acrílica. Portanto, quando uma prótese está sujeita ao confinamento em mufla, os dentes artificiais estão propícios ao deslocamento, primeiramente pela expansão térmica da resina acrílica e posteriormente pela contração dessa resina durante o resfriamento, apontando maior contração para as áreas de maior volume. Uma vez que as alterações das resinas constituem a principal causa das distorções do aparelho protético, para o mesmo autor, os materiais envolvidos para a inclusão possuem parcela insignificante em relação ao processo de polimerização. Portanto, o relacionamento que a base de resina possui com o rebordo alveolar remanescente e adjacências é um fator crítico para o bom desempenho das próteses, como lembra o próprio autor:

“Entende-se por base de dentadura à porção moldada em resina e que repousa sobre os tecidos bucais...”

“Quanto melhor a adaptação da base de dentadura, melhor será a retenção da mesma na boca, e maior o conforto para o paciente.”

(SKINNER, 1949)⁴⁸

Porém, de nada adiantarão os esforços em se construir um aparelho protético, se o processamento dos mesmos resultar em comprometimento do relacionamento oclusal. Mahler (1951)³¹ revelou um aumento variado na dimensão vertical de oclusão, decorrente do processamento de próteses totais bi-maxilares. O autor afirmou que aumentos entre 0,5 e 1mm são esperados após a polimerização das próteses, no entanto, embora em seu estudo tenha encontrado discrepâncias de até 3mm, essa medida não representa uma alteração tão significativa no deslocamento dos dentes artificiais, pois segundo o autor, um aumento de 1mm significa um deslocamento horizontal em conjunto dos dentes de 0,25mm à aproximadamente 0,5mm, caso as próteses sejam analisadas individualmente. O autor alertou que o método de compressão da resina através da prensagem da mufla gera um gradiente desigual de estresse, que é promovido pela viscosidade da resina e resistência ao escoamento causada pelo confinamento. A repercussão dessa condição desigual, segundo o autor, é o maior deslocamento de alguns dentes em relação a outros.

Uma alternativa ao gesso utilizado para a inclusão em mufla foi a introdução do silicone. Um dos primeiros estudos sobre o assunto foi o de Marcroft et al. (1961)³³:

“As resinas acrílicas processadas através do método de inclusão em silicone, requerem pouco acabamento, além de reproduzir os contornos com maior detalhamento”

“É sensato, de que se as próteses puderem ser reproduzidas por esse método com a mesma precisão oclusal que o método convencional, grandes vantagens estarão presentes...”

(MARCROFT et al., 1961)³³

Comparando a alteração da dimensão vertical entre o método de inclusão com gesso tipo II e o método com barreira de silicone, os autores não encontraram diferenças significativas.

Na seqüência, Tucker e Freeman (1971)⁵¹ propuseram a avaliação de dois métodos de inclusão, se com gesso ou silicone, com a finalidade de avaliar o deslocamento dos dentes através da análise da modificação da dimensão vertical de oclusão. Num estudo com 50 pares de dentaduras não obtiveram diferenças entre o método de inclusão em gesso em relação ao método em que se realizou muralha de silicone quando se avaliou a dimensão vertical a partir da remontagem em articuladores semi-ajustáveis.

No entanto, ainda que pequeno, o desajuste oclusal após o processamento resulta em aumento da dimensão vertical de oclusão e em contatos prematuros deflectivos, que podem trazer não só prejuízos à

estruturas de suporte como também às articulações temporomandibulares (WESLEY et al.1973)⁵². Esse desajuste oclusal decorrente do relacionamento de um ou mais dentes e do empenamento das bases de dentaduras requerem a remontagem em articulador e um bom ajuste oclusal após o processamento das próteses, uma vez que de acordo com Wesley et al. (1973)⁵² o plano oclusal em cera não é igual após o processamento.

Um dos primeiros trabalhos a analisar com veemência o comportamento dos dentes artificiais decorrente do processamento das próteses foi Becker et al. (1977)⁵, que analisaram não só a variação na dimensão vertical de oclusão como também a movimentação horizontal dos dentes artificiais. Compararam três técnicas: 1- técnica da resina fluída; 2 – inclusão com muralha de silicone em banho de água quente; 3 – inclusão somente com gesso e termopolimerização em banho de água. Para a verificação do deslocamento dos dentes artificiais, pinos metálicos foram introduzidos nos incisivos centrais, nos primeiros premolares e nos primeiros molares. Os autores não encontraram diferenças entre as técnicas, no entanto relataram uma tendência dos dentes artificiais em se deslocar na direção do palato (contrair a arcada).

Para Sidhaye e Master (1979)⁴⁵, ainda que fosse possível empregar técnicas que minimizassem as alterações dos dentes artificiais durante o processamento da resina, sempre haveria algum comprometimento do relacionamento oclusal:

“A dimensão vertical de oclusão e o relacionamento dos dentes nas próteses acrilizadas, sempre exibem variações quando comparadas àquelas durante a fase de prova. Essas alterações são nítidas quando as próteses são analisadas na boca. Entretanto, se as dentaduras são remontadas no articulador após o processamento, contatos prematuros são removidos”.

(SIDHAYE; MASTER, 1979)⁴⁵

Em estudo clínico com 121 pacientes, os autores concluíram que a remontagem no articulador proporcionou um aumento da performance matigatória de quase o dobro em relação aos pacientes que receberam próteses não ajustadas previamente em articulador.

Portanto, a escassez de dados concretos sobre o comportamento de movimentação dos dentes apresentava um desafio à comunidade científica, uma vez que crescia o uso do silicone para inclusão, e suas características de flexibilidade, faziam com que se imaginasse que não seria capaz de impedir o deslocamento dentário durante o processamento. Com esse propósito, Mainieri et al. (1980)³² avaliaram dois tipos de inclusão, somente com gesso e com barreira de silicone, analisando a movimentação dos dentes artificiais e desadaptação das bases de resina. Foram utilizadas 10 unidades experimentais, sendo divididas em 5 espécimes para cada grupo. Após a termopolimerização da resina em banho de água quente os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos tanto para a análise da dimensão vertical quanto para a

desadaptação das bases de resina. Embora a estatística não tenha mostrado diferença, a dimensão vertical mostrou-se numericamente maior para o grupo em que se utilizou o silicone apresentando um maior deslocamento para palatal nessa técnica.

No entanto a diferença do relacionamento oclusal também pode estar relacionada com outros fatores como o correto fechamento da mufla e o tipo de isolamento do gesso. Por esse motivo, Compagnoni (1981)¹⁰ pesquisou a alteração da dimensão vertical das bases de dentaduras completas, comparando duas técnicas de isolamento de gesso. A primeira consistia no isolamento do gesso da mufla e contramufla com um isolante a base de alginato e, a segunda, consistia no isolamento com uma lâmina de cera azul com espessura aproximada de 0,29mm. Concluiu-se que ambas as técnicas de isolamento resultaram em alterações em maior ou menor grau, e que o grupo em que realizou o isolamento com cera apresentou as menores médias no aumento da dimensão vertical de oclusão após o processamento da resina.

Com o propósito de investigar diferentes técnicas de inclusão e qual sua influência no aumento da dimensão vertical de oclusão, Dukes et al. (1983)¹⁴ estudaram diferentes materiais de inclusão: gesso tipo II, gesso tipo III, gesso tipo IV, individualmente, e as associações do gesso tipo IV com a barreira de silicone e com gesso tipo II. Todos os grupos foram polimerizados em banho de água quente (9h a 73°C) e resfriados em temperatura ambiente. Os resultados indicaram

que, a associação da barreira de silicone e preenchimento da mufla com gesso tipo IV, apresentou a maior fidelidade na dimensão vertical pré-estabelecida em cera.

A introdução das resinas termopolimerizáveis por microondas, resulta num novo ciclo de investigação. Deste modo Nelson et al. (1991)³⁴ avaliaram a variação na dimensão vertical de oclusão comparando o método convencional de polimerização e o método de termopolimerização por microondas. Para a confecção dos 30 pares de modelos utilizados nesse estudo, foi construída uma caixa-molde em silicone, que possibilitou a replicação dos mesmos. Os dentes artificiais foram montados em uma prótese padrão, sendo a posição dos dentes transferida para as réplicas através de um index em polivinilsiloxano. Os dentes posteriores utilizados nesse experimento foram funcionais, sem inclinação das vertentes. A resina utilizada para o ciclo convencional foi a Lucitone (Dentsply-Caulk Co) polimerizadas em banho de água quente por 9h à 74°C e a resina para a termopolimerização em microondas Justi (Justi Products, Oxnard, Calif) irradiadas à 500W por 5min. As próteses foram incluídas com barreira de silicone em suas respectivas muflas. As alterações médias observadas foram 0,146mm para o grupo convencional, contra 0,628mm para o grupo radioativo, apresentando-se estatisticamente significantes em nível de 1%.

No entanto quando consideramos as alterações da posição dos dentes artificiais devemos conceber que ela inicia no

enceramento, uma vez que a cera, análogo à resina, também sofre contração térmica. Kimpara et al.²⁷ (1995) propuseram um estudo para verificar as alterações dos dentes artificiais de acordo com o grau de aquecimento da cera e tipo de cera utilizada. Foram realizadas diferentes montagens de dentes, considerando a fase em que o rolete de cera era posicionado na base de prova para montagem dos dentes, se dura se plástica ou se fundida. Observaram que quanto maior a temperatura da cera, maior a alteração na posição dos dentes artificiais, que ocorriam predominantemente nas primeiras 12h, estendendo-se até 24h. Os autores afirmam que o aquecimento da cera durante a prova funcional pode acarretar em modificações da posição dos dentes pré-estabelecida no articulador e que essas alterações, em algumas ocasiões chegaram próximas de 0,1mm após 24h da montagem dos dentes.

Entrementes, uma vez que as alterações que ocorrem na região de selado periférico são determinantes para o sucesso clínico das próteses totais superiores, isso é indicativo que a profundidade do palato possa ter alguma influência no padrão de deslocamento dos dentes artificiais. Assim, Abuzar et al. (1995)¹ investigaram a movimentação dos dentes artificiais que ocorre em próteses totais superiores com diferentes formas de palato, avaliando o período após demuflagem, separação do modelo e polimento. Para tanto, obtiveram 11 modelos maxilares com diferentes formas do palato que foram classificados de acordo com sua profundidade, assim como a largura entre a crista do rebordo alveolar na

região dos premolares. Dentes artificiais foram montados respeitando a orientação da crista do rebordo sobre uma base de prova com espessura uniforme de 1,25mm. As formas maxilares variavam de estreito e raso à largo e profundo. Sobre os dentes, incisivo, premolares e molares foram incrustados pinos metálicos que serviram de referência para a mensuração dos segmentos entre os dentes através de radiografias digitais. As próteses foram processadas com resina acrílica Permatone (Kerr Mfg., Romulus, Mich.) com inclusão somente em gesso pedra. Os resultados demonstraram que houve correlação significativa entre a forma do palato e a movimentação dos dentes artificiais quando a comparação ocorreu imediatamente após a demuflagem, sendo que no caso do palato raso houve um comportamento de contração da arcada, enquanto nas próteses com características de palato profundo ocorreu expansão da arcada. Os autores atribuem esse comportamento à direção com que ocorre a contração linear da resina e a liberação de tensão após a demuflagem. Quando realizou a separação do modelo da prótese não houve correlação significativa entre os modelos estudados. Mesmo com comportamentos distintos, as próteses com características de palato profundo apresentaram as maiores alterações.

Para Rizzatti-Barbosa e Dallari (1998)⁴⁰ o processo de polimerização da resina pode influenciar significativamente no arranjo oclusal das próteses totais, em especial as superiores. Ao investigar a inclinação dos molares antes e após o processamento, os autores

concluíram que existiu variação na inclinação das vertentes, quando analisou o ângulo formado entre as vertentes internas dos molares, uma em relação à outra. Isso significa que a individualização da curva de compensação pré-estabelecida em cera pode ficar comprometida.

As alterações dos dentes artificiais decorrentes do ato do processamento implicam em distorções muitas vezes corrigíveis através do ajuste oclusal laboratorial e clínico. No entanto, variavelmente essas próteses podem apresentar desadaptação que influenciam no bom tratamento do edentulismo total. Deste modo o reembasamento dessas próteses faz-se necessário e, para isso, devem submeter-se a um novo ciclo de tratamento térmico. Pow et al. (1998)³⁸ avaliaram a influência desse segundo ciclo sobre a estabilidade dimensional das resinas após o reembasamento, analisando o deslocamento dos dentes artificiais. Os autores concluíram que houve uma contração das distâncias inter-molares e inter-incisivos de aproximadamente 0,3%, apesar da diferença entre a forma da maxila. No entanto, essa contração de 0,15mm, pode ser clinicamente insignificante.

Determinar um padrão de movimentação dos dentes artificiais durante o processamento ajuda o entendimento dos fenômenos que ocorrem no interior da mufla e mesmo após a finalização das próteses. O esclarecimento desses eventos facilita o controle das alterações na confecção e podem orientar a montagem dos dentes artificiais bem como o ajuste oclusal. Domitti et al. (1998)¹³ contribuíram

para o conhecimento desses fenômenos ao avaliarem as alterações dentais ocorridas durante a confecção de próteses totais superiores, levando em consideração o local em que se analisa. Após a polimerização em banho de água quente (9h 74°C) e a permanência dessas próteses em água por 30 dias concluíram que: 1- as distâncias entre os molares e os premolares apresentaram contração; 2- a maior contração ocorreu na região dos segundos molares; 3- no sentido ântero-posterior, as alterações foram de expansão.

Com a percepção de que a contração da resina é volumétrica e mantém um padrão independentemente da quantidade, Jamani e Moligoda Abuzar (1998)²⁴ avaliaram se a espessura da base de resina teria influência sobre o grau de movimentação dos dentes artificiais decorrentes do processamento. Utilizaram duas espessuras de bases, 1,25mm e 2,5mm em que os dentes artificiais foram posicionados respeitando a crista do rebordo. As próteses maxilares foram avaliadas através de radiografias digitais em quatro períodos: após o enceramento; demuflagem; separação do modelo e polimento. O deslocamento dos dentes artificiais foi avaliado através da comparação dos segmentos entre molares e premolares para cada período estudado. Concluíram que há diferença significativa na movimentação dos dentes entre as bases espessas e delgadas e que o comportamento de movimentação foi no sentido de contrair a arcada, apontando os maiores valores de contração para as próteses construídas sobre bases espessas.

Sinclair e Clark (2002)⁴⁶ estudaram as alterações da posição dos dentes artificiais comparando a inclusão somente com gesso e a inclusão com barreira de silicone sem recobrimento oclusal. Analisaram as distâncias entre os segundo molares, entre os primeiros premolares e um segmento antero-posterior (1º premolar direito, 2º molar direito). Os autores concluíram que apesar do método em que se utilizou o elastômero ter apresentado maior média de alteração para todos os segmentos analisados, não ocorreu diferença estatística significativa em nível de 5%. Ressaltam a importância de manter a superfície oclusal dos dentes em gesso, alegando que esse procedimento previne a movimentação no sentido vertical. Os segmentos inter-premolares e inter-molares apresentaram contração da arcada, enquanto o segmento antero-posterior apresentou expansão no grupo de inclusão com silicone Zetalabor (Zhermack, Rovigo, Italy).

A maioria dos trabalhos que avalia o deslocamento dos dentes artificiais analisa essa movimentação no plano horizontal ou então seu reflexo sobre a alteração da dimensão vertical. Contudo acredita-se que ela ocorra tridimensionalmente, podendo inclusive variar a inclinação dos dentes. Prombonas e Vlissidis (2002)³⁹ propuseram que essa modificação no posicionamento dos dentes poderia influenciar no padrão de tensão transmitido para a base, sendo esse um dos motivos da causa de fratura e insucesso do aparelho protético. Avaliaram dois grupos, sendo o primeiro com os dentes montados sobre a crista do rebordo com

oclusão normal e o segundo com os dentes vestibularizados em relação à crista do rebordo, mantendo o relacionamento normal de oclusão. Concluíram que o posicionamento dos dentes posteriores resulta em diferentes concentrações de tensões na base de resina acrílica, apontando para o grupo 2 os maiores valores na região anterior das próteses, que segundo os autores, é o local mais susceptível à fraturas.

Pelo motivo da termopolimerização por microondas trabalhar com o princípio do aquecimento dielétrico, sendo que ondas radioativas causam a colisão das moléculas de monômero e conseqüente aquecimento, o ciclo de polimerização tem influência direta nas propriedades físicas do material, incluindo a distorção das bases. Assim Barbosa et al. (2002)³ avaliaram a influência de diferentes ciclos propostos na literatura sobre a alteração da dimensão vertical de próteses processadas pelo método radioativo. A resina avaliada foi a Onda-Cryl (Artigos Odontológicos Clássico Ltda, Brasil) polimerizadas pelos ciclos: 1- 300W à 3min; 2- 90W à 13 min na posição vertical e 500W à 1,5min na posição horizontal; 3- 320W à 3min + 4min em repouso + 720W à 3min. Todos os ciclos realizados em microondas foram comparados a um grupo controle (resina Clássico/termopolimerização convencional/ 9h à 74°C). Os autores concluíram que não há diferença estatística significativa entre os grupos polimerizados por microondas em relação ao controle, entretanto quando se comparou apenas os grupos polimerizados por

microondas diferença estatística significativa foi observada entre o grupo 2 (aumento médio de 0,276mm) em relação ao grupo 3 (0,496mm).

Para Shibayama (2002)⁴⁴, a utilização da energia de microondas resulta em alterações significativamente menores que o método convencional em banho de água quente. Seu estudo avaliou quatro tipos de processamentos - inclusão com gesso, muralha de silicone, polimerização convencional e por microondas – através da análise da movimentação dos dentes artificiais desde o estágio de cera até o processamento da resina. As resinas utilizadas para a polimerização foram: QC-20 (Dentsply) termopolimerizável em banho de água quente e Onda-cryl (Artigos Odontológicos Clássico Ltda) termoativada por microondas. Um método de leitura de imagens digitais através do uso do AutoCAD R14 (Autodesk Inc. USA) foi apresentado, sendo que segundo o autor:

“... o AutoCAD R14 como método de mensuração para alteração dimensional da posição dos dentes das próteses totais...têm vantagens em comparação com outros métodos, pois permitem que as imagens sejam armazenadas e que as etapas do estudo se desenvolva de maneira mais rápida e fiel”

“...as imagens não sofrem alterações...”

(SHIBAYAMA, 2002)⁴⁴

Os resultados indicaram que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados, em especial entre o grupo em que o processamento ocorreu através do calor em banho de água quente e a inclusão por gesso pedra, em relação ao grupo em que a polimerização aconteceu através da energia de microondas e a inclusão em silicone. O autor ainda ressalta o método de mensuração por computação gráfica como sendo confiável e prático para a leitura da posição relativa dos dentes artificiais.

A verificação das modificações do plano oclusal decorrentes do processamento ainda constitui um desafio e a investigação do comportamento clínico das próteses totais parece um tanto obscura. Deste modo Polychronakis et al. (2003)³⁷ propuseram um estudo longitudinal por 5 anos em pacientes portadores de próteses totais removíveis verificando as alterações dimensionais das dentaduras superiores quando fabricadas com dois tipos de resinas acrílicas. O estudo foi dividido em dois grupos, sendo um deles com 9 pacientes que receberam próteses confeccionadas com resina acrílica Acron Standart (45min à 100°C/resfriamento lento) e, outro grupo, 8 pacientes que receberam próteses confeccionadas com a resina Acron Rapid cujo o ciclo foi realizado à 100°C durante 20min com resfriamento acelerado em água. Para a avaliação das alterações foram demarcados 3 pontos sobre os dentes artificiais através da incrustação de pinos metálicos nos segundos molares e no incisivo. As mensurações foram realizadas em

vários períodos: após a demuflagem, após a instalação; 1 semana; 1 mês; 3 meses e 5 anos. Os autores concluíram que a contração inicial de polimerização observada entre os períodos de demuflagem e instalação foi totalmente compensada após 3 meses de uso das próteses. As duas resinas acrílicas testadas se comportaram semelhantemente, tanto durante o processamento, quanto após 5 anos. Por fim, que as alterações dimensionais encontradas no estudo são clinicamente insignificantes.

Embora já consolidado desde a década de 70, o método de inclusão por injeção ganha, recentemente, novo impulso, principalmente em função da disponibilidade mercadológica dos equipamentos necessários. Keenan et al. (2003)²⁶ propuseram o estudo das alterações dimensionais de próteses totais superiores fabricadas pelo método de injeção e polimerizadas em banho de água quente ou microondas, comparando com o método convencional de inclusão por compressão. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos estudados quando se comparou a distância entre os molares (mínimo de 0,24% e máximo de 0,37% de contração) e que o aumento da dimensão vertical de oclusão foi menor nas próteses confeccionadas pelo método de injeção em relação ao de compressão, indicando que a movimentação dos dentes não foi determinante e sim o método de inclusão.

Portanto, como visto, determinar um padrão de comparação dos métodos de inclusão é muito difícil, principalmente em

função da diversidade de materiais e técnicas disponíveis para a confecção das próteses totais, uma vez que modificam o tipo de resina, o ciclo de polimerização e o material de revestimento em mufla. Quanto à comparação dos materiais de inclusão, Gennari-Filho et al. (2003a)¹⁹ propôs um estudo de três métodos de inclusão de próteses totais superiores, quando estas foram confeccionadas com resina acrílica de rápida termopolimerização (QC-20, Dentsply) em banho de água quente. Para tanto analisaram a movimentação dos dentes artificiais no plano horizontal, através da mensuração de 6 segmentos propostos (molar-molar; molar-incisivo; incisivo-molar; premolar-premolar; premolar-incisivo; incisivo-premolar). Os métodos de inclusão foram: 1-inclusão somente com gesso pedra tipo III; 2- inclusão com muralha de silicone com recobrimento oclusal e preenchimento do restante da mufla com gesso pedra III; 3- inclusão com muralha de gesso especial tipo IV e preenchimento do restante da mufla com gesso tipo III. A técnica utilizada para a mensuração dos segmentos foi a de computação gráfica, sendo as imagens das próteses mensuradas antes e imediatamente após o processamento. Os autores concluíram que: - todos os grupos estudados sofreram alterações em maior ou menor grau; - a inclusão com gesso especial mostrou-se com menores alterações quando comparadas com a barreira de silicone e gesso pedra apontando para o grupo com silicone alterações estatisticamente superiores aos demais; - As maiores

distorções ocorreram nos segmentos que possuíam maior comprimento (molar-molar; molar-incisivo; incisivo-molar).

No entanto, da mesma forma que o aquecimento ocorre de maneira diferente entre o método de polimerização por banho de água quente e microondas, o relacionamento dos materiais de revestimento também podem se alterar de maneiras distintas. No mesmo período Gennari-Filho et al. (2003b)²⁰ propuseram um estudo semelhante para verificar os métodos de inclusão em função da polimerização da resina através de microondas. Os métodos de inclusão (idênticos ao estudo anterior) foram realizados em muflas apropriadas para microondas e a resina de eleição foi a Onda-Cryl (Artigos Odontológicos Clássico Ltda) com o ciclo preconizado pelo fabricante. Concluíram que o método de inclusão em silicone não se diferenciou estatisticamente em relação ao gesso especial, no entanto o método de inclusão em gesso pedra apresentou os maiores resultados.

A utilização do silicone como material de inclusão de próteses totais, trouxe, com certeza, praticidade na confecção dos mesmos. Esse material envolveria toda a porção do enceramento e os dentes formando uma muralha. No entanto, por suas características de flexibilidade, seria previdente não abarcar a superfície oclusal dos dentes, para que esses não sofressem deslocamento durante a prensagem da resina. Com esse propósito, Gennari-Filho et al. (2005)¹⁸, seguindo a mesma linha de pesquisa, propuseram uma investigação de técnicas de

inclusão, examinando o deslocamento dos dentes artificiais através de computação gráfica. As comparações ocorreram entre os métodos de inclusão somente com gesso pedra tipo III, com muralha de silicone com recobrimento parcial e com muralha de silicone com recobrimento total. Todas as amostras do ensaio (n=18) foram processadas com a resina QC-20 (Dentsply) em banho de água quente pelo ciclo preconizado pelo fabricante. Como resultados obtiveram menores alterações para o grupo que ocorreu o recobrimento total com silicone (alterações médias de 0,14mm), estatisticamente significativa em relação ao grupo com recobrimento parcial (média de 0,30mm) e inclusão somente em gesso pedra (média de 0,37mm). Para os autores, o processo de polimerização da resina resultou em uma redução do perímetro da arcada, significando que, houve uma redução da medida dos segmentos analisados em cera.

Para Goiato et al. (2005)²¹, importância também deve ser dada as alterações que ocorrem após a polimerização, como por exemplo, quando as próteses são removidas do modelo. Segundo os autores:

“O conhecimento de como se comportam os materiais e o reflexo na posição dos dentes artificiais, são elementos necessários para que haja o desenvolvimento técnico-científico dos aparelhos protéticos...”

(GOIATO et al., 2005)²¹

Assim, os autores propuseram analisar o comportamento de diferentes silicones utilizados para inclusão e diferentes resinas, sobre as alterações dos dentes artificiais, não somente na etapa pós-

polimerização da resina, como também na etapa em que se realiza a separação do modelo. As resinas comparadas no estudo foram: Ondacryl (Artigos Odontológicos Clássico Ltda) e a Vipi-wave (Dental Vipi Ltda). Os silicones testados foram: Zetalabor (Zhermack do Brasil) e Vipi-sil (Dental Vipi Ltda). A associação desses materiais resultaram em 4 grupos com 10 espécimes cada, todos polimerizados em microondas através do ciclo preconizado pelo fabricante. Pontos foram demarcados em locais pré-determinados nos dentes, para que, através da captura das imagens das próteses em cada fase (cera, demuflado e separado), pudessem ser realizadas as leituras da movimentação dos dentes artificiais através do software AutoCAD 2000 (Autodesk Inc. USA). Os autores concluíram que, independentemente do grupo testado, as alterações identificadas nas próteses somente demufladas (média de 0,0417cm) foram maiores que aquelas provenientes da separação do modelo (média de 0,0197cm), havendo diferença estatisticamente significativa em nível de 5%.

2.3 – O formato do palato e sua relação com as alterações dimensionais das bases de próteses totais.

Quando consideramos a construção dos aparelhos protéticos, temos a exigência de que o mesmo esteja em íntimo contato com a mucosa desdentada, uma vez que disto depende a retenção e a estabilidade. Quando consideramos um corpo-de-prova plano em resina acrílica, fica fácil a visualização do que comumente se caracteriza de contração linear de polimerização, que neste caso se expressa como uma diminuição no comprimento e largura dos corpos de resina acrílica. Entretanto, na construção de uma prótese total, a área superficial é muito mais complexa, chamando a atenção de vários pesquisadores de como seria o reflexo das alterações das resinas acrílicas durante o processamento, principalmente no que tange ao desenvolvimento de tensões durante o resfriamento e, conseqüentemente, no alívio das tensões induzidas pelo revestimento. As variações que ocorrem principalmente na região de selado posterior chamam a atenção de que alguma relação entre o formato do palato e tamanho da maxila pode ter com a magnitude e qualidade das alterações das bases de resina acrílica.

Ao estudar o selamento posterior das próteses totais superiores, Nikoukari (1975)³⁵ já mostrava evidências de que o formato do palato (raso, médio e profundo) tem influência na determinação do selado

posterior, sem avaliar o desempenho clínico das próteses, afirmando apenas que as maxilas que possuem palato profundo são propícias também a possuir palato mole abrupto.

Colón et al. (1982)⁹ mostraram que existe correlação positiva quando se compara a forma da maxila e a retenção das bases. Os autores propuseram um estudo da extensão do selado posterior sobre diferentes formas de maxila. Para determinação da profundidade do palato, consideraram a distância entre a crista do rebordo alveolar e o centro do palato, bem como a inclinação formada pelos segmentos de retas que tangenciam a crista do rebordo e passam pela porção mais côncava do palato. Quanto menor o ângulo, mais profundo o palato. Concluíram que o formato do palato possui correlação direta com o grau de retenção das bases de prova, sendo que, quanto mais profundo menor a força exigida para seu deslocamento e, desde que se realize o correto delineamento do selado posterior, a retenção pode ser maximizada nesses casos.

Uma vez que a geometria da área chapeável pode influenciar no bom desempenho clínico das próteses totais removíveis, Johnson et al. (1986)²⁵ afirmaram que o diagnóstico do formato da maxila orienta o planejamento clínico no que se refere às técnicas de moldagem, alívios, arranjo oclusal e tipo de selamento posterior. Com a finalidade de classificar a geometria da maxila, os autores estudaram 123 pacientes que possuíam próteses totais. Concluíram que 93% dos casos

apresentavam alguma variação de palato em forma de “U”, angulados ou suavemente curvados. Considerando a secção longitudinal dos modelos, 12% possuíam inclinação íngreme na região anterior, curva na região média e curva na região posterior, de forma que a região média do palato apresentasse a maior concavidade; 69% possuíam moderada inclinação anterior, curva na região média e posterior; 12% apresentavam inclinação moderada anterior e eram planos na região média e posterior.

O conforto que as próteses totais propiciam aos portadores relaciona-se diretamente com a distribuição das forças mastigatórias para a mucosa alveolar e rebordo subjacente, sendo que desajustes da base, ou desarranjos oclusais podem comprometer a homogeneidade das tensões, resultando em lesões sobre a fibromucosa de suporte e reabsorção óssea do rebordo residual. De acordo com el Ghazali et al. (1989)¹⁵ muitos fatores estão relacionados com a boa distribuição de tensão da prótese com o rebordo e sugerem ainda que a forma da maxila bem como da base da dentadura pode ser um co-fator a ser considerado. Assim, estudaram a transmissão de tensão bem como a deformação das próteses totais maxilares considerando a geometria da base de resina e o formato da área chapeável. Os autores verificaram clinicamente que os maiores valores de compressão na região da pré-maxila estão relacionados com maxilas com características de palato profundo, sendo que o aumento da espessura da base não resultou em uma diminuição na tensão verificada no estresse das bases de resina.

Sykora e Sutow (1993)⁵⁰ demonstraram que o padrão de alteração é diferente entre as bases confeccionadas sobre modelos com características de palato profundo em relação ao raso. Estudo em que compararam a influência de duas técnicas de processamento de resinas (método de injeção e método da compressão) observaram que o fator determinante para a ocorrência de desadaptação posterior foi o formato do palato, apontando diferença estatisticamente significativa independente do método de inclusão utilizado. As bases confeccionadas sobre o palato raso apresentaram alterações significativamente superiores às aquelas do palato profundo.

Na tentativa de minimizar essas distorções do selado periférico, Laughlin et al. (2001)²⁹ propuseram a realização de ancoragem posterior, que consistia na confecção de nichos em que a resina acrílica se alojaria, evitando conseqüentemente a abertura e desadaptação do selado posterior. Compararam essa técnica em relação à usual em dois tipos diferentes de maxila, uma com palato raso e outra com palato profundo. Os autores concluíram que as bases confeccionadas sobre o palato raso apresentaram desadaptação estatisticamente superior às aquelas confeccionadas sobre o palato profundo. Enquanto as bases confeccionadas sobre o palato profundo apresentaram desadaptação apenas na região mediana, o palato raso apresentou alterações também na região lateral do palato. A hipótese dos autores para que isso aconteça foi explicada como:

“Nas bases com palato profundo, o espaço encontrado no meio do palato e a ausência de desadaptação na superfície lateral, devem-se, principalmente, à da direção da contração da resina. O paralelismo relativo que a superfície lateral do palato apresenta em relação ao plano vertical, faz com que a alteração da base repercuta apenas em desadaptação no centro do palato, pois nas superfícies laterais, ocorre, provavelmente, o deslizamento da base. Já o palato raso, por possuir um plano mais horizontal, faz com que as alterações da resina reflita em desadaptação numa maior porção do selamento posterior, incluindo a região mediana e laterais.”

“Isso é verdadeiramente observado nos estudos, considerando maiores alterações para o palato em forma de U quando comparados com o palato em forma de V”

(LAUGHLIN et al., 2001)²⁹

2.4 – Métodos de Mensuração utilizados na pesquisa com dentaduras completas.

Os métodos de mensuração guardam relativa importância na análise das pesquisas científicas por constituir a síntese dos acontecimentos. Mostram a realidade dos eventos observáveis e até alguns casos não observáveis. Nada adianta o suor dispensado nos laboratórios se não puder ser quantificado, medido. Ao longo dos anos, inúmeros métodos têm sido apresentados no que tange à sua avaliação. Zissis et al. (1991)⁵⁵ propuseram um estudo de como as próteses totais têm sido verificadas nas mais diversas publicações científicas no período de 1958 à 1989. Os trabalhos verificados nesse estudo foram aqueles que avaliaram as distorções das próteses totais, tanto quanto aquelas relacionadas com a desadaptação das bases, como aquelas relacionadas com alterações dimensionais dos dentes artificiais. Dos 66 artigos analisados ao longo do período, relataram predominância do uso de microscópios ópticos (60%) e do compasso calibrador (25%). O restante dos estudos apresentaram métodos não paramétricos, ou então, estudos topográficos sofisticados. Surpreendentemente, os autores afirmaram que a maioria dos estudos não descreveu detalhadamente os métodos, de tal forma que prejudica sua reprodutibilidade. Neste mesmo estudo, relatam que inúmeros métodos estão susceptíveis ao erro, principalmente por não indicar precisamente a causa da variação. Atribuem aos modernos sistemas tridimensionais de mensuração por

coordenadas, um método que pode garantir uma mensuração precisa das próteses. Para os autores:

“Algumas alterações não detectadas com o uso de compasso calibradores (paquímetro) que possuem precisão de 0,05mm poderiam consequentemente ser observadas, por exemplo, com o uso de microscópio comparador, com precisão de 0,001mm.”

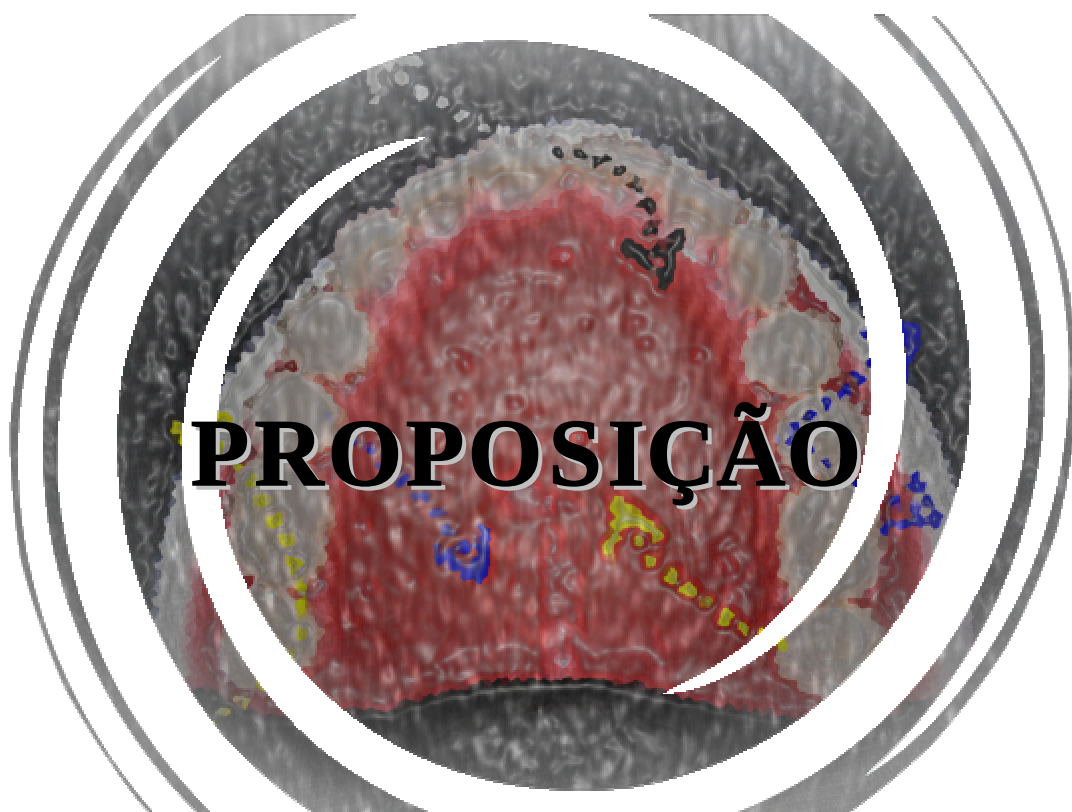
(ZISSIS et al., 1991)⁵⁵

Dessa forma, Harrison et al. (1992)²³ investigaram a precisão dimensional dos métodos de mensuração lineares, e um método tridimensional auxiliado por imagem. Compararam a alteração linear de dentes artificiais e da desadaptação das bases de resina acrílica entre o microscópio óptico comparador, o paquímetro e um sistema de mensuração por coordenadas computadorizadas, o tridimensional. Esse equipamento realiza o “scaneamento” da área a ser avaliada, sendo as coordenadas transportadas para o computador, que a transforma em imagens vetoriais. Os autores concluíram que, para o tipo de análise requerida, não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos. No entanto, alertam que o método computadorizado é capaz de quantificar distorções assimétricas em superfícies com formas complexas, como por exemplo, bases de dentaduras.

Rocha et al. (2004)⁴¹, analisaram um método de mensuração linear de corpos-de-prova através de computação gráfica. O método consistia na digitalização do corpo-de-prova, sendo suas distâncias medidas através do AutoCAD 2000 (Autodesk Inc., USA). Ao

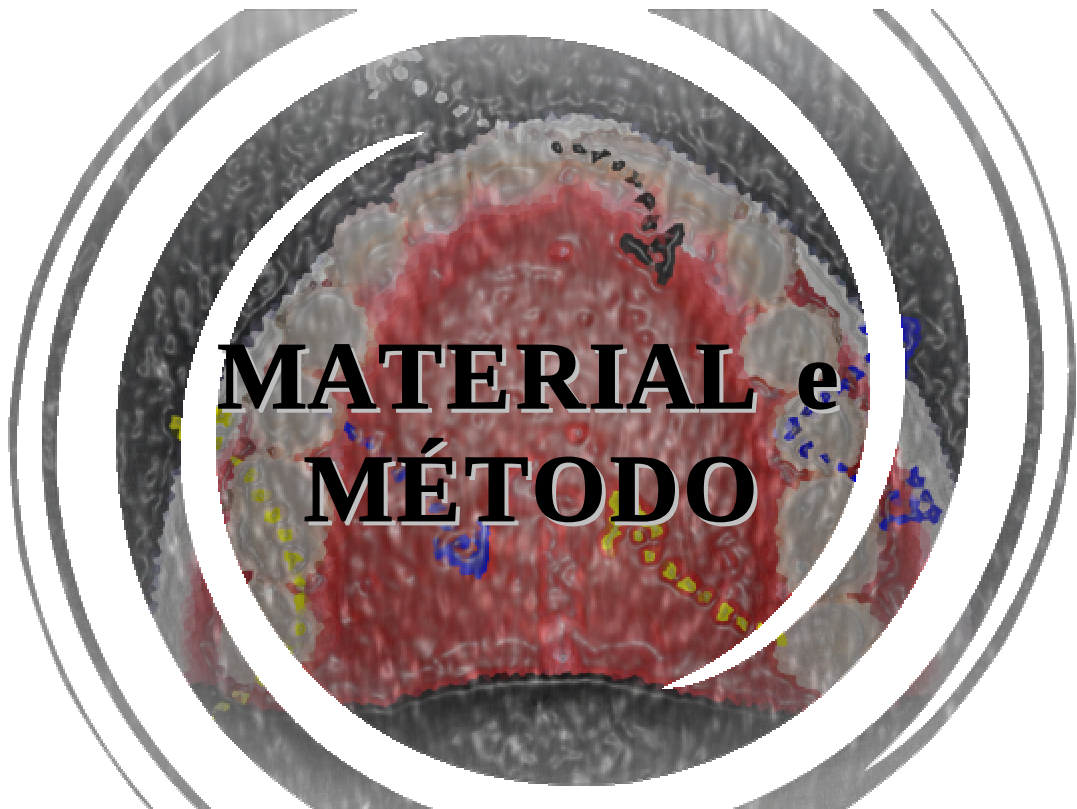
comparar o método com o usual microscópio óptico comparador, não encontraram diferenças estatisticamente significantes em nível de 1%.

3



O estudo tem como propósito avaliar a influência de diferentes tipos de polimerização e de inclusão de próteses totais, na movimentação dos dentes artificiais quando confeccionadas sobre maxilas com diferenças na profundidade do palato.

4



MATERIAL e MÉTODO

4.1) Lista de Materiais

- ✓ cera rosa nº 7 “Wilson” (Polidental Ind. e Com. Ltda, Brasil)
- ✓ computador IBM Pentium III (650MHz; 128Mb; 20Gb, Brasil)
- ✓ dentes artificiais modelo 2D, 32M (Vipi-dent, Dental VIPI Ltda., Brasil)
- ✓ espatuladora à vácuo TurboMix (EDG Equipamentos Ltda., Brasil)
- ✓ forno de Microondas (Panasonic – Piccollo, Brasil) com 800W de potência máxima
- ✓ gesso comum (Herodent-Vigodent S/A, Brasil)
- ✓ gesso pedra tipo III (Herodent-Vigodent S/A, Brasil)
- ✓ isolante para resina acrílica “Cel-Lac” (SS White Artigos Dentários, Brasil)
- ✓ lupa óptica Citoval 2 (Carl Zeiss, Germany)
- ✓ muflas metálicas (Uraby Produtos Odontológicos, Brasil)
- ✓ muflas plásticas (Dental VIPI Ltda., Brasil)
- ✓ prensa hidráulica de bancada (Technomáquinas, Brasil)
- ✓ programa AutoCAD 2005 (Autodesk Inc. USA)
- ✓ resina acrílica ativada termicamente Vipi-cryl (Lote 4433, rosa médio – Dental VIPI Ltda, Brasil).

- ✓ resina acrílica específica para microondas Vipi-wave (Lote 4123, rosa médio – Dental VIPI Ltda., Brasil)
- ✓ scanner de mesa ScanJet 6100C (Hewlett-Packard, Tailândia)
- ✓ silicone para duplicação Silibor (Artigos Odontológicos Clássico, Brasil)
- ✓ silicone para inclusão Labor Mass (Ruthinium, Ruthibras, Brasil.)
- ✓ termopolimerizadora Banho Maria (Solab, Brasil)

4.2) – Método

4.2.1) – Estimativa da grandeza das amostras

A maioria dos estudos experimentais em odontologia dificilmente consegue resultados razoáveis com menos de 10 repetições por amostra. Essas restrições, embora muito úteis na prática, são algumas vezes deixadas de lado, como ocorre nos experimentos de grande precisão. Shibayama (2002)⁴⁴ em estudo anterior com as mesmas condições, utilizou para o estudo de 4 tratamentos, um conjunto amostral de 40 unidades, apontando, portanto, 10 unidades experimentais para cada grupo. Neste estudo, como o número de tratamentos será ampliado para 8, e como os resultados serão analisados em conjunto, resolveu-se reduzir um pouco o número de repetições, a fim de, com os recursos disponíveis aumentar o número de ensaios sem, entretanto, diminuir a credibilidade dos resultados. Outro fator que corroborou para essa redução foi o padrão de dispersão encontrado pela metodologia aplicada por Shibayama (2002)⁴⁴, sendo que as unidades experimentais apresentaram um pequeno desvio padrão em relação à média encontrada, tanto para o grupo tratado como para o não tratado, representando um estudo homogêneo. Então, estimando o mesmo desvio padrão e graus de liberdade que resultam do trabalho de Shibayama (2002)⁴⁴, juntando a esses dados um nível de significância de no máximo 5%, foi testado o número de unidades experimentais para cada grupo, chegando assim, à conveniência de 7 repetições por grupo, conforme

o teste citado por Gomes (2000)²² sobre a determinação do tamanho da amostra.

4.2.2) - Obtenção dos modelos de gesso

Um modelo de gesso maxilar padrão com características de palato raso foi selecionado para esse estudo. Esse modelo de gesso foi ligeiramente recortado em sua região posterior, 3mm aquém do limite palato mole/duro, de forma a evidenciar o perfil posterior do modelo, e permitir a visualização do contorno do palato (Figura 1). Esse modelo modificado foi moldado com silicone para duplicação “Silibor” (Artigos Odontológicos Clássico Ltda), formando uma caixa molde rígida que copiava perfeitamente esse modelo. Gesso pedra tipo III (Herodent-Vigodent S/A) manipulado à vácuo (Turbomix –FDG) foi vazado sob vibração no interior do molde de silicone, possibilitando a obtenção de 28 réplicas idênticas ao modelo original, com características de palato raso. Para a obtenção da maxila com características de palato profundo, foi realizada, a partir de uma réplica da maxila anterior, uma modificação na profundidade do palato conforme proposto por Laughlin et al. (2001)²⁹, acentuando a mesma através do desgaste do gesso na região do palato, sem alterar, no entanto, as características do rebordo em toda sua extensão (Figura 2a e 2b). A quantidade do desgaste, assim como o contorno do palato foi realizado respeitando o padrão para palato profundo com o perfil em forma de V, conforme descrito por Johnson et al. (1986)²⁵. Dessa forma obtivemos uma

maxila com características de palato profundo (Figura 3), porém com semelhanças dimensionais à maxila rasa, no que diz respeito ao tamanho e forma do arco maxilar e do rebordo alveolar. Cabe ressaltar que o gesso foi desgastado com o máximo de critério, obtendo assim uma matriz 10mm mais profunda na união da rafe palatina com o limite posterior do modelo. O desgaste foi progressivamente menor, à medida que se aproximava das vertentes palatinas do rebordo alveolar, de forma a acompanhar a própria inclinação do rebordo (Figuras 2a, 2b, 3 e 4).



FIGURA 1 – Perfil do modelo da maxila com palato raso.

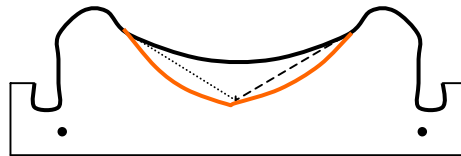


FIGURA 2a - Alteração da profundidade do palato.

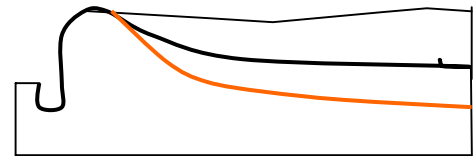


FIGURA 2b – Secção longitudinal do modelo evidenciando a acentuação da profundidade do palato (laranja).



FIGURA 3 – Perfil da maxila com palato profundo.

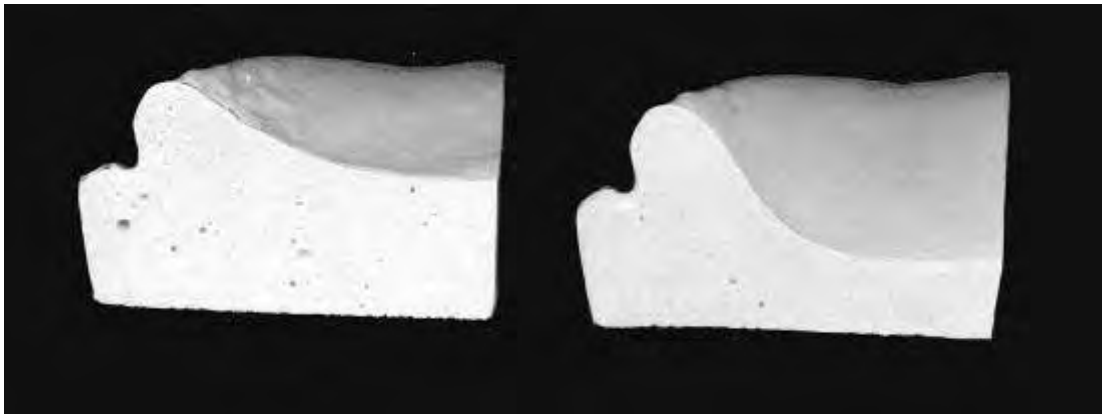


FIGURA 4 – Secção longitudinal dos modelos. Palato Raso (à esquerda). Palato Profundo (à direita).



FIGURA 5 – Caixa-molde em silicone para duplicação dos modelos utilizados no experimento.

Sobre o modelo maxilar com características de palato profundo foi construída uma caixa-molde através da duplicação com silicone “Silibor” (Artigos Odontológicos Clássico), obtendo 28 réplicas de modelos de gesso pedra tipo III (Herodent – Vigodent S/A) com características de maxilar com palato profundo, análogo ao processo anterior (Figura 5).

4.2.3) - Enceramento das próteses

Foi realizado, a partir do modelo padrão com características de palato raso, o enceramento da base e a montagem dos dentes conforme os passos seguintes:

- ✓ Confecção da base da dentadura, considerando um único padrão de espessura, que foi de duas lâminas de cera rosa nº 7 (Wilson-Polidental Ind. E Com. LTDA) representando, aproximadamente, 2,5mm. Medida essa adotada, em função de representar uma medida intermediária entre as bases espessas e delgadas (LAUGLIN et al., 2001)²⁹, já utilizada em ensaios anteriores (JAMANI; MOLIGODA ABUZAR, 1998)²⁴ e muito próxima à usada clinicamente.
- ✓ Montagem dos dentes (2D-32M, VIPI-PLUS – Dental Vipi LTDA), respeitando a crista do rebordo, com o plano oclusal em contato com a superfície plana e com o mínimo de cera para fixar os dentes e realizar a escultura, de forma que não alterassem a espessura da base.

Dessa forma foi confeccionada a prótese superior para o modelo com características de palato raso, sendo denominado, padrão raso. Para se repetir o mesmo posicionamento dos dentes, em todas as réplicas (28), bem como o mesmo padrão de enceramento, moldou-se a prótese em questão com silicone para duplicação (Silibor – Artigos Odontológicos Clássico Ltda.). Essa caixa-molde representa o negativo perfeito da prótese, permitindo o posicionamento dos dentes artificiais em seus respectivos sítios, nas posições semelhantes ao da dentadura original (Figuras 6 e 7). Na seqüência cera rosa nº7 (Wilson-Polidental Ind. e Com. LTDA) liquefeita foi vertida no interior do molde (Figuras 8 e 9) e os modelos, previamente preparados, foram adaptados em seu sítio e mantidos sob “pressão” de 200gf (Figuras 10 e 11) para evitar o seu deslocamento. Após o endurecimento da cera em temperatura ambiente, a réplica foi removida (Figura 12 e 13), possibilitando obter as 28 próteses totais superiores, com características de palato raso (Figura 14), idênticas.

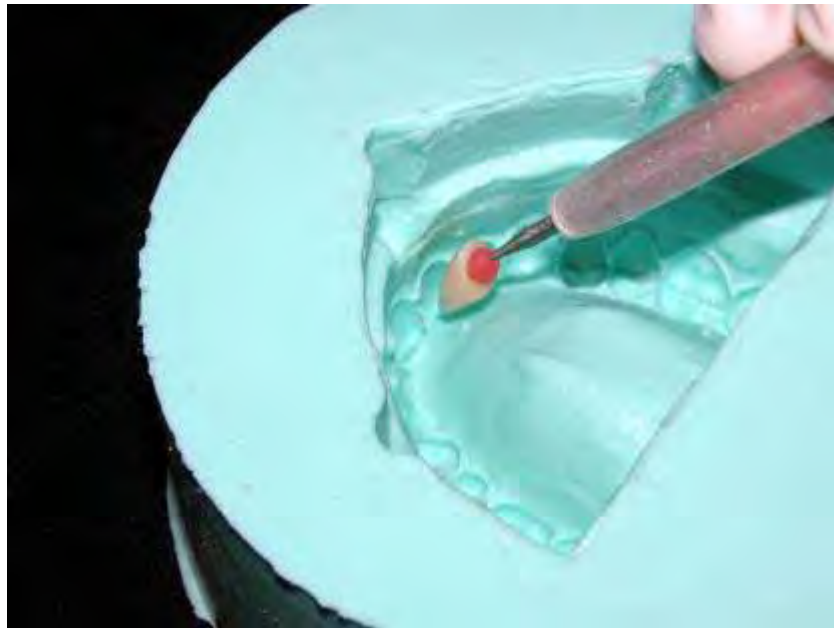


FIGURA 6 – Posicionamento dos dentes nos sítios da caixa-molde do padrão raso.



FIGURA 7 – Dentes posicionados nos respectivos sítios e entalhes para o extravasamento do excesso de cera.



FIGURA 8 – Cera liquefeita vazada no molde.



FIGURA 9 – Molde preenchido com cera liquefeita.

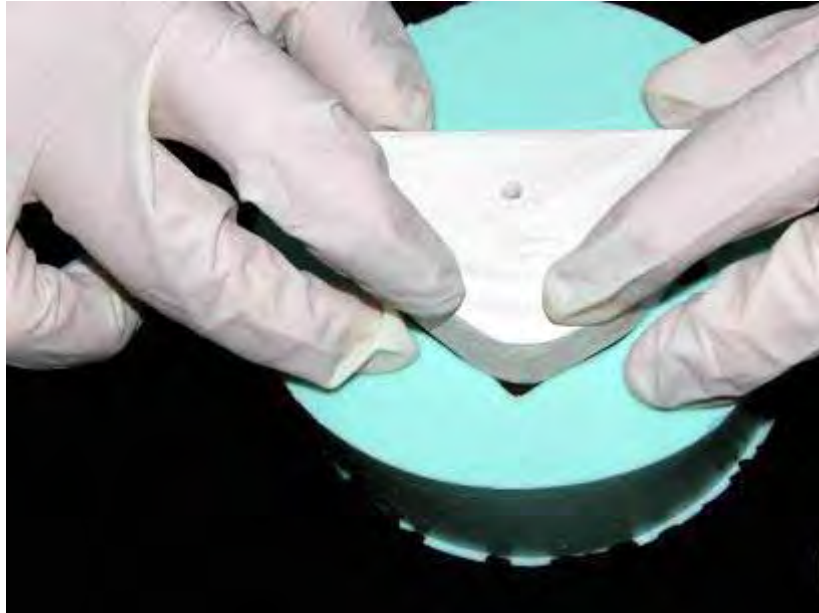
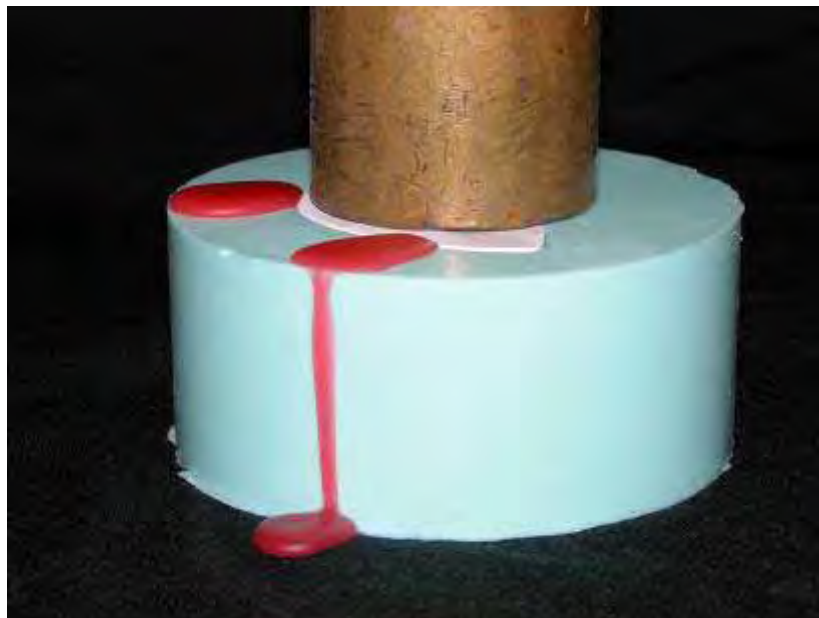


FIGURA 10 – Modelo preparado sendo posicionado na matriz de silicone.



**FIGURA 11 – Modelo mantido sob pressão (200gf).
Note o extravasamento da cera.**

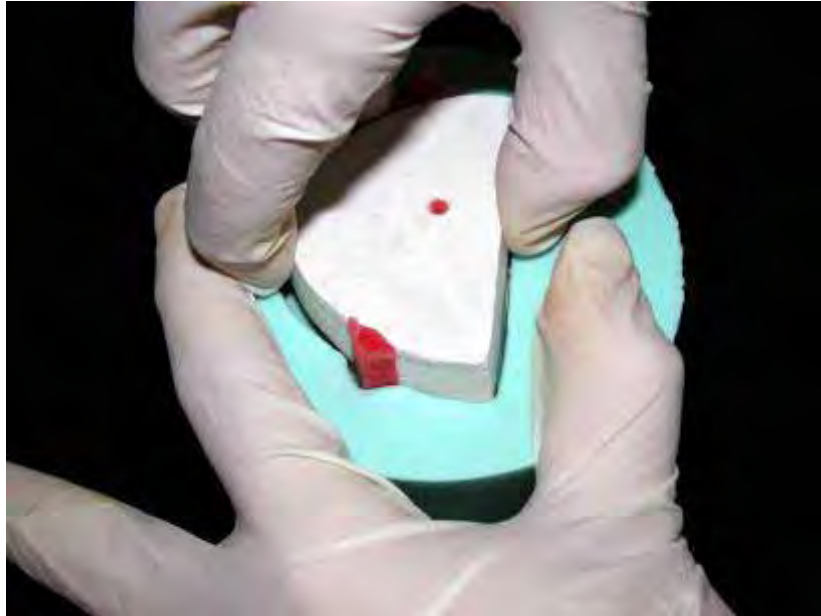


FIGURA 12 – Remoção do modelo após o resfriamento da cera.



FIGURA 13 – Réplica confeccionada.



FIGURA 14 – Prótese padrão raso.

Para o enceramento das dentaduras com características de palato profundo, utilizou-se a mesma técnica descrita anteriormente, tendo o cuidado apenas, de se transferir o mesmo padrão de posicionamento dos dentes. Esse posicionamento foi conseguido através da captura dos dentes da caixa-molde confeccionada anteriormente, procedendo-se da seguinte maneira:

- ✓ enceramento da base como citado para o padrão raso;
- ✓ posicionamento dos dentes na caixa-molde do padrão raso;
- ✓ cera liquefeita na caixa-molde, apenas o suficiente para cobrir os dentes, permitindo assim, o posicionamento do modelo maxilar profundo com a base encerada na caixa molde que, após o endurecimento da cera, permitiu a captura dos dentes, transferindo para o mesmo, o posicionamento idêntico ao padrão raso;

- ✓ escultura e acabamento;

Para a obtenção das réplicas do padrão profundo, foi realizado o mesmo procedimento descrito para o padrão raso, possibilitando obter 28 próteses totais superiores em modelos com características de palato profundo (Figura 15), com semelhanças dimensionais.



FIGURA 15 – Prótese padrão profundo.

4.2.4) - Demarcação dos pontos nos dentes artificiais.

Para a realização da análise da movimentação dos dentes artificiais, pontos de referência foram marcados sobre as cúspides dos dentes. Conforme citado por Kimpara et al. (1995)²⁷, a partir do momento em que se realiza o enceramento dos dentes, a ocorrência de alterações dentais é uma verdade inerente, pois a cera também possui contração térmica. Com a finalidade de se padronizar ao máximo o posicionamento do ponto de referência, os mesmos não foram demarcados antes do enceramento, pois a contração da cera poderia alterar, ainda que minimamente, o posicionamento do ponto. Após o enceramento das réplicas, as próteses foram acondicionadas em local apropriado por pelo menos 24h, como sugere Kimpara et al. (1995)²⁷.

Sobre o padrão raso encerado foram demarcados pontos sobre os dentes através de um estilete com ponta fina em locais pré-determinados. Esses pontos foram localizados nas cúspides palatinas dos 2º molares, 2º pré-molares e incisal do incisivo central esquerdo constituindo 6 segmentos a serem analisados, conforme mostra a Figura 16. Para que esses pontos fossem transferidos na mesma posição para as réplicas, um guia de resina acrílica incolor foi confeccionado, permitindo a demarcação dos pontos descritos anteriormente em toda a amostra sempre na mesma posição (Figura 17). Esse guia de resina acrílica incolor possibilitava, além do perfeito posicionamento do estilete, um limite para a profundidade da

perfuração, criando uma ranhura com secção circular de aproximadamente 0,2mm. Todos os pontos perfurados foram verificados em lupa óptica Citoval 2 (Carl Zeiss, Germany) e preenchidos com grafite, garantindo que todo o ponto fosse recoberto (Figura 18 e 19). Esse procedimento é deveras importante como será visto posteriormente. Cabe salientar que não foi necessária a reprodução de um guia para as réplicas do padrão profundo, uma vez que, o posicionamento dos dentes aconteceu de maneira idêntica. A partir dos pontos de referência demarcados nas réplicas, constituiu-se os segmentos para a comparação do posicionamento relativo dos dentes (Figura 16).

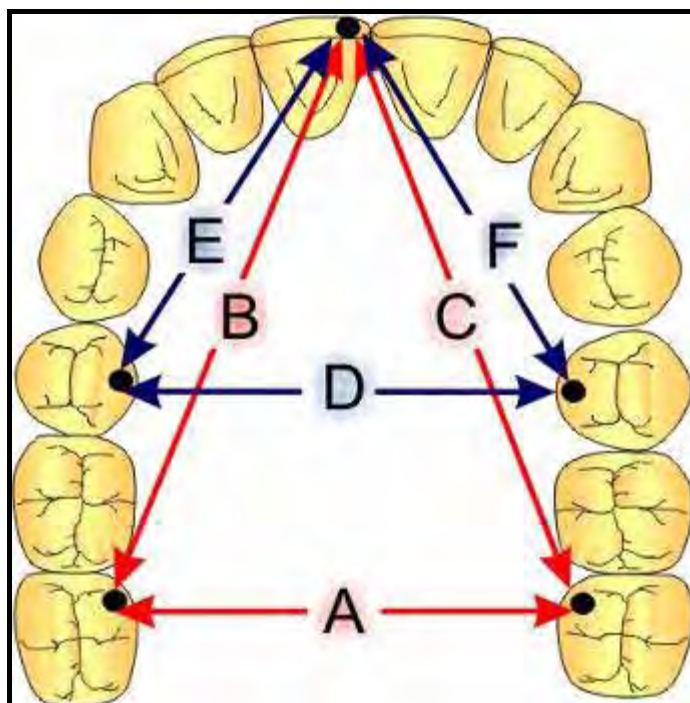


FIGURA 16 – Esquema dos pontos demarcados nos dentes e segmentos a serem mensurados.



FIGURA 17 – Guia de resina acrílica para a demarcação dos pontos nas réplicas.



FIGURA 18 – Pontos demarcados nos dentes. Amostra preparada para digitalização.

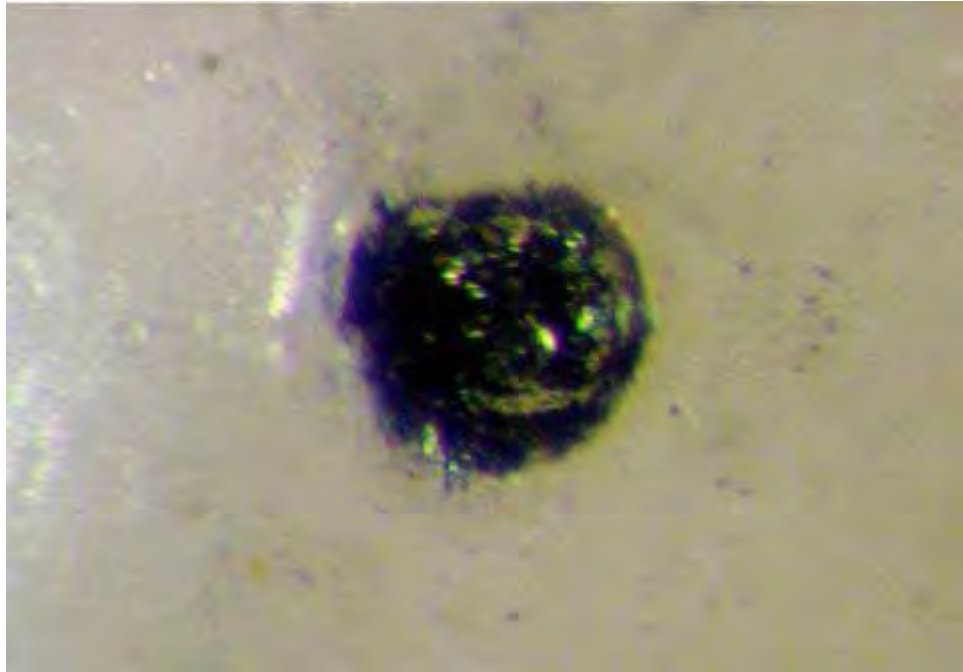


FIGURA 19 – Ponto ampliado em lupa óptica (70x).

4.2.5) - Divisão dos grupos

As 28 unidades experimentais em cera do padrão raso e as 28 unidades experimentais em cera do padrão profundo, com os dentes devidamente marcados, foram, aleatoriamente, distribuídas em 8 grupos com 7 espécimes cada, sendo 4 grupos para o padrão raso e 4 para o padrão profundo. Os grupos foram diferenciados conforme o tipo de polimerização de resina (se com banho de água quente ou microondas) e o tipo de revestimento utilizado para inclusão em mufla (se com muralha de silicone ou se com gesso pedra tipo III). Os grupos estudados foram:

- ✓ Grupo **RCG** - Próteses com **palato raso**, polimerização em **banho de água quente** e inclusão em **gesso pedra** (mufla metálica).
- ✓ Grupo **RMG** – Próteses com **palato raso**, polimerização em **microondas** e inclusão em **gesso pedra** (mufla plástica).
- ✓ Grupo **RCS** – Próteses com **palato raso**, polimerização em **banho de água quente**, inclusão em **silicone** (mufla metálica).
- ✓ Grupo **RMS** – Próteses com **palato raso**, polimerização em **microondas** e inclusão em **silicone** (mufla de plástica).
- ✓ Grupo **PCG** - Próteses com **palato profundo**, polimerização em **banho de água quente** e inclusão em **gesso pedra** (mufla metálica).
- ✓ Grupo **PMG** – Próteses com **palato profundo**, polimerização em **microondas** e inclusão em **gesso pedra** (mufla plástica).
- ✓ Grupo **PCS** – Próteses com **palato profundo**, polimerização em **banho de água quente** e inclusão em **silicone** (mufla metálica).
- ✓ Grupo **PMS** – Próteses com **palato profundo**, polimerização em **microondas** e inclusão em **silicone** (mufla plástica)

Imediatamente após a divisão das próteses enceradas em seus respectivos grupos, as mesmas foram codificadas e, antes do processamento, realizada a primeira captura de imagem para cada espécime.

4.2.6) - Captura da imagem

As amostras, ainda em cera, foram digitalizadas em scanner de mesa (HP Scan Jet 6100 – Hewlett Packard) devidamente padronizado (600 dpi, área da imagem de 60 x 55 mm), para se obter suficiente qualidade da imagem. Para que todas as amostras fossem submetidas à mesma condição, confeccionou-se um guia, sob a mesa do scanner (Figura 20), que permitiu o posicionamento das réplicas sempre na mesma posição (centro da mesa). Um bloco metálico com dimensões de 10x10mm foi digitalizado conjuntamente às amostras, permitindo a padronização das imagens no momento das mensurações (Figuras 20). Esse bloco metálico possui importância ímpar, portanto seu posicionamento na mesa do scanner deve obedecer uma orientação paralela ao feixe de luz, para padronizar o redimensionamento.

Portanto, a Figura 21 mostra a imagem de uma prótese com o respectivo bloco metálico. Cabe ressaltar que os recursos utilizados para evidenciação não alteraram a posição dos pontos, como demonstrado pelos autores (SHIBAYAMA, 2002⁴⁴; GENNARI FILHO et al., 2003a)¹⁹.



FIGURA 20 – Captura das imagens (bloco metálico e prótese).



FIGURA 21 – Imagem do conjunto.

4.2.7) Inclusão em mufla e processamento da resina

Imediatamente após a captura da imagem das próteses em cera, foi realizada a inclusão das mesmas respeitando os materiais selecionados para cada grupo estudado. Cabe ressaltar que tanto para as muflas plásticas (Dental Vipi Ltda) como as metálicas, a inclusão das próteses ocorreu da maneira convencional, sendo a base de fixação realizada com gesso tipo II (Herodent/Vigodent S/A), atentando que o preenchimento da contra-mufla foi completamente com gesso pedra tipo III (Herodent – Vigodent S/A) e a barreira de silicone (Labor Mass – Ruthinium, Ruthibras) com recobrimento oclusal (Figuras 22 e 23), conforme trabalho de Gennari-Filho et al. (2005)¹⁸. Na inclusão do revestimento as muflas foram prensadas com 1000 kgf, mantendo-se constante por 5min (SHIBAYAMA, 2002)⁴⁴.

A remoção da cera foi realizada através do aquecimento das muflas metálicas por 5min em banho de água fervente, e por 2min (potência 100%) em microondas, para os grupos em que a inclusão ocorreu por muflas plásticas (GENNARI-FILHO et al. 2003ab)^{19,20}.

Para os casos em que as inclusões foram em muflas metálicas, a resina de eleição foi a VIPI CRIL (Lote 4433, rosa médio – Dental Vipi Ltda), manipulada até atingir a fase plástica e prensada com o auxílio de prensa hidráulica, lenta e gradualmente até atingir 1250kgf, mantendo-se constante por 5min. Foi esperada a polimerização de bancada por 1h conforme preconizado por GENNARI-FILHO et al. (2003a)¹⁹. O ciclo

de polimerização realizado foi em banho de água quente de acordo com as instruções do fabricante (9h 74°C +/- 2°) em termopolimerizadora automática (Banho Maria - SOLAB). Já nos casos em que se realizou a inclusão em muflas de plástico, a resina de eleição foi a Vipi-wave (Lote 4123, rosa médio – Dental Vipi Ltda), manipulada conforme citado anteriormente. O ciclo de polimerização foi realizado em microondas doméstico marca Panasonic – Piccolo com potência máxima de 800W (20min à 20% de potência + 5min à 60% de potência), que é equivalente a 160W durante 20min e 480W durante 5min, como orienta o fabricante. As muflas, tanto as metálicas como as plásticas foram resfriadas em temperatura ambiente conforme sugere Ganzarolli et al. (2002)¹⁷. Após o completo resfriamento, as próteses foram demufladas tomando o cuidado de não separar-la do modelo. Após a limpeza a seco, os pontos demarcados sobre os dentes foram novamente conferidos em lupa, sendo novamente preenchido com grafite. Cabe ressaltar que o ponto dos dentes é uma demarcação física e que seu posicionamento não é influenciado pelo preenchimento, a não ser que, não seja executado corretamente. Imediatamente após as próteses polimerizadas, foi realizada a captura da imagem, análogo ao realizado para as próteses em cera.



FIGURA 22 – Inclusão com gesso pedra em muflas plásticas.



FIGURA 23 – Inclusão com barreira de silicone (pressão bi-digital).

4.2.8) Mensuração dos segmentos a partir da imagem digitalizada.

O trabalho propôs realizar uma comparação entre a prótese encerada e a prótese polimerizada. Usualmente, essa comparação ocorre diretamente sobre a prótese através de microscópios ópticos ou paquímetros. O que difere o método apresentado dos demais é, justamente, que neste caso, essa comparação ocorre através da análise das imagens obtidas em cada estágio de interesse. Esse método é reconhecido como mensuração por computação gráfica e foi utilizado em vários trabalhos anteriores (SHIBAYAMA, 2002⁴⁴; GENNARI-FILHO et al., 2003a¹⁹; GENNARI-FILHO et al., 2003b²⁰; GENNARI-FILHO et al., 2005¹⁸; GOIATO et al., 2005)²¹.

Para realização das mensurações, foi utilizado um software de engenharia, o AutoCAD 2005 (Autodesk Inc USA) R16 versão N.63.0. As imagens das próteses digitalizadas foram transferidas, uma a uma, para o software através do comando Imagem Raster. Esse comando permite trabalhar com imagens bitmaps (arquivos gerados por “scaneamento”, câmeras digitais etc) dentro de arquivos vetoriais (construídos por retas, arcos, curvas etc) como é o caso do AutoCAD. Portanto, a inserção das imagens digitais no plano do AutoCAD, permitiu que os pontos marcados nos dentes, como também o bloco metálico digitalizado conjuntamente com a prótese, servissem de referência para a mensuração dentro do programa. Quando se insere uma imagem no programa, ela não possui nenhuma

referência de escala. O bloco metálico serviu justamente para isso. Através da delimitação da borda do bloco metálico, informou-se ao programa o quanto vale 1cm, uma vez que essa medida é a largura real do bloco utilizado. Portanto, esse bloco permitiu que todas as imagens dos espécimes fossem padronizadas dentro de uma escala real (Figura 24). Para a leitura dos segmentos (A,B,C,D,E e F), utilizou-se o comando de cota angular. Esse comando permite medir distância entre pontos de referência apontados pelo operador. No caso em questão, os pontos de referência foram as marcas evidenciadas com grafite, sendo que, quando ocorria a ampliação dessas marcas, era visualizada uma marca em formato de cruz (Figura 25). Portanto, a leitura dos segmentos propostos para a análise foi realizada após informar ao programa a localização do centro da cruz. Todas as imagens, tanto das próteses enceradas quanto das próteses polimerizadas, foram mensuradas através da técnica descrita (Figura 26). Para diminuir o erro do operador, cada imagem foi mensurada 3 vezes em dias distintos e por dois operadores devidamente calibrados.

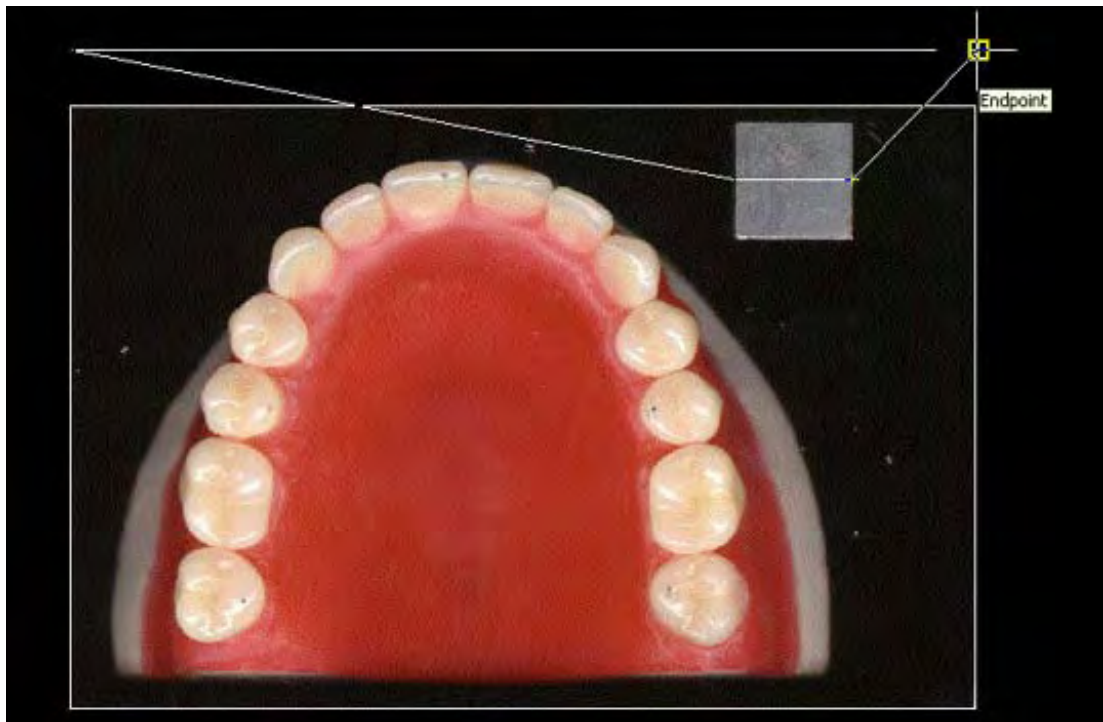


FIGURA 24 – Redimensionamento da imagem utilizando como referência a largura do bloco metálico.

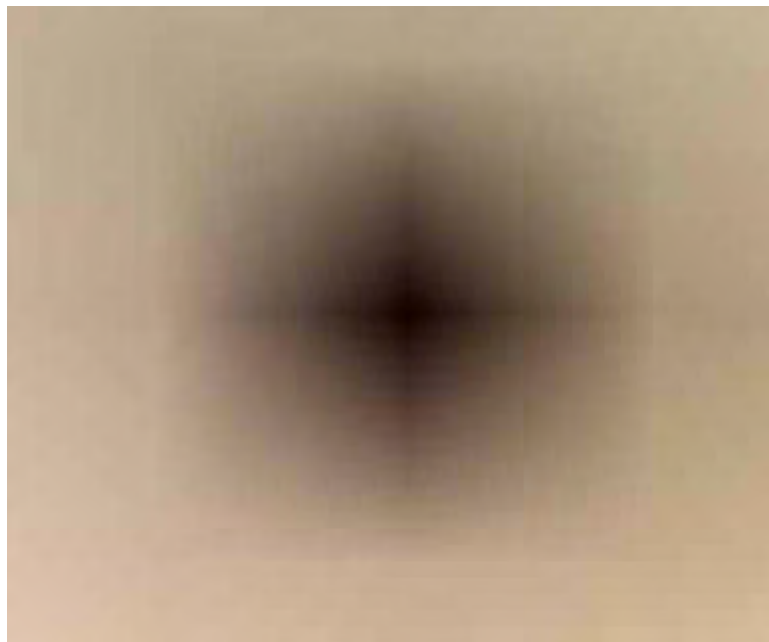


FIGURA 25 – Ponto ampliado no AutoCAD. Note o formato de cruz.

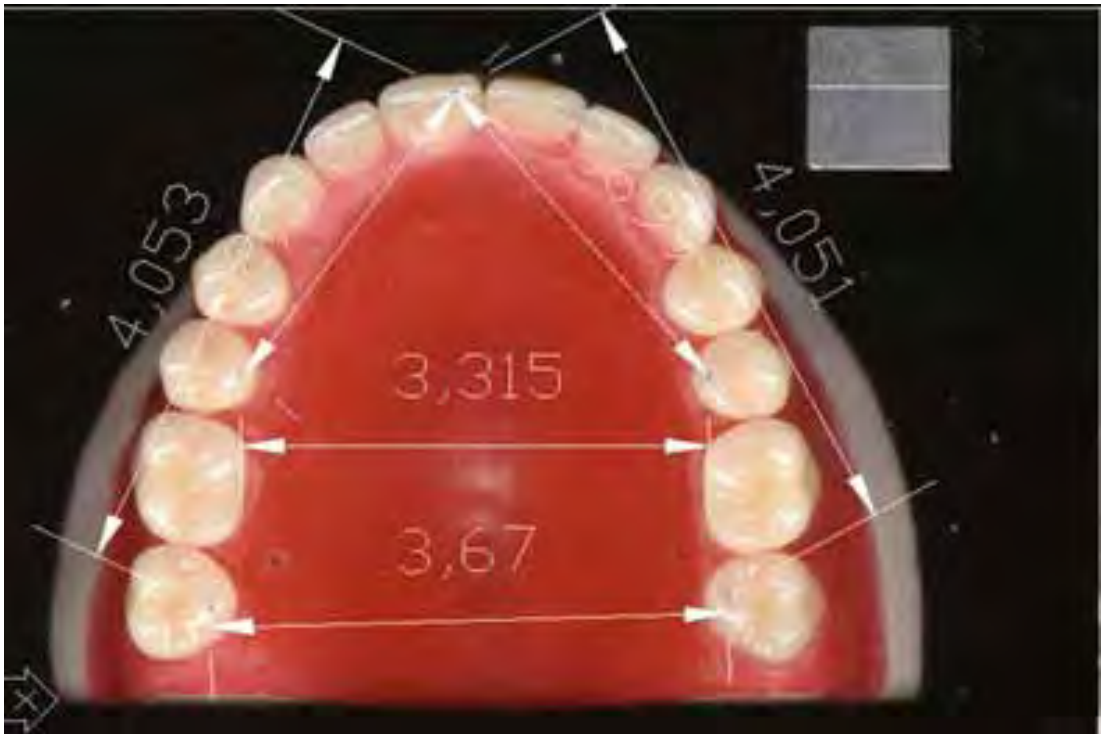


FIGURA 26 – Mensurações dos segmentos propostos no estudo.

Embora as mensurações das unidades experimentais sejam realizadas por meio de computação gráfica, os trabalhos anteriormente realizados nessas mesmas condições, nos permitem observar que existe exatidão nas tomadas das medidas, porém um pequeno desvio poderá estar relacionado com a determinação do centro do ponto, uma vez que as imagens dos corpos de prova estão sujeitas a interpretação do operador. Para tanto, conforme trabalhos anteriores (LAUGLIN et al., 2001²⁹; SHIBAYAMA, 2002)⁴⁴, foi estabelecida a mensuração em repetição no número de três (em dias diferentes), para cada espécime, com a finalidade de tornar insignificantes essas variações. Após as tomadas das medidas, uma imagem foi aleatoriamente selecionada (por um auditor) e dirigida

novamente para os dois operadores que realizaram as mensurações. Cabe ressaltar que em nenhum momento os operadores foram informados qual imagem estaria sendo mensurada novamente. Assim, realizou-se uma comparação da nova mensuração em relação à antiga, tanto para o mesmo operador, quanto para operadores distintos. O teste utilizado para se verificar a eficiência do método foi o Coeficiente de Correlação de Pearson, conforme utilizado por Laughlin et al. (2001)²⁹ para se determinar a confiabilidade do método empregado para as mensurações.

5



5.1) Teste de erro do método.

Das 56 unidades experimentais realizadas para esse estudo, 2 foram sorteadas por um auditor, para que se realizasse nova digitalização e mensuração dos segmentos. Para que os resultados fossem confiáveis, as leituras das unidades experimentais deveriam possuir um padrão irrefutável, ou seja, não variar quando analisadas em dias diferentes. Isso deveria ser também verdadeiro quando existe a troca do operador, ou seja, uma pessoa deve realizar a leitura com a mesma confiabilidade de outra pessoa, indicando que o método poderá ser reproduzido por outrem. Os resultados dessa nova leitura foram então comparados com o resultado da leitura anterior e a confiabilidade do método avaliada através do coeficiente de correlação de Pearson. Esse coeficiente considera a dispersão que há da segunda leitura em relação à primeira, sendo que quanto mais distantes uma da outra, menor o coeficiente. Esse teste, conforme as Tabelas 1 e 2 e Figuras 27 e 28, foi aplicado no sentido de avaliar a confiabilidade de uma amostra mensurada por um mesmo operador, como também uma amostra mensurada por um segundo operador. Cabe ressaltar que o teste foi cego, ou seja, os operadores não conheciam qual amostra estava sendo mensurada novamente.

TABELA 1 – Valores da primeira mensuração (M1) e da segunda mensuração (M2) realizadas pelo mesmo operador para cada segmento.

Amostra: IIRMG4		
Seg	Mensuração	
	M1	M2
A	3,652	3,650
B	4,028	4,030
C	4,038	4,034
D	3,278	3,281
E	2,512	2,509
F	2,695	2,693
CCP*	1,0000	
N.S.**	1%	
G.L.***	5	

Unidade: cm

*Coeficiente de Pearson

**Nível de significância

***Graus de liberdade

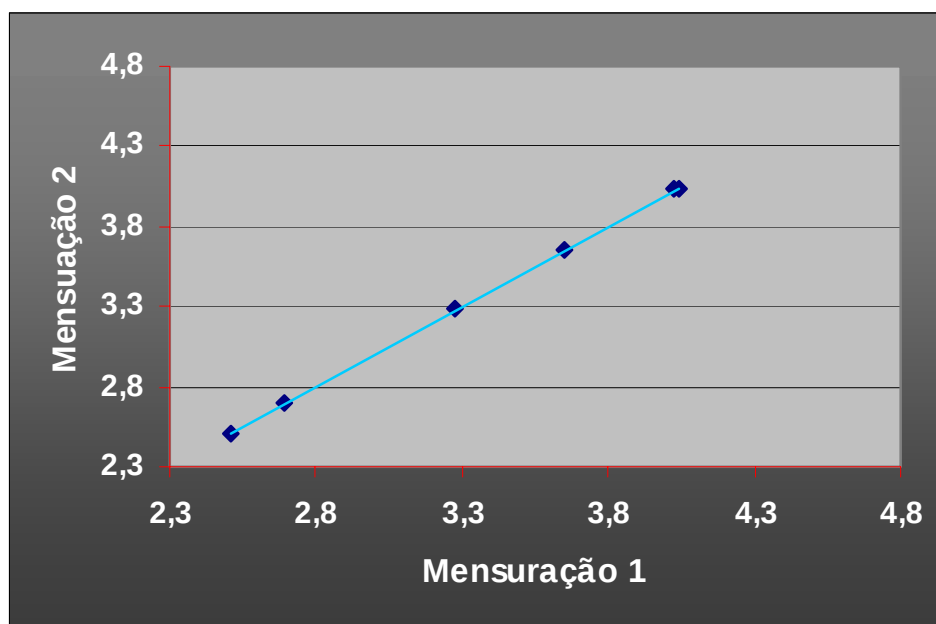


FIGURA 27 – Gráfico de dispersão para o teste de confiabilidade intra-operador.

TABELA 2 – Valores da primeira mensuração (O1) e da segunda mensuração (O2) realizadas por operadores distintos para cada segmento.

Amostra: IIRMG2		
Seg	Operador	
	O1	O2
A	3,662	3,662
B	4,040	4,040
C	4,062	4,063
D	3,321	3,323
E	2,518	2,518
F	2,714	2,714
CCP*	1,0000	
N.S.**	1%	
G.L.***	5	

Unidade: cm

* Coeficiente de Pearson

**Nível de significância

***Graus de liberdade

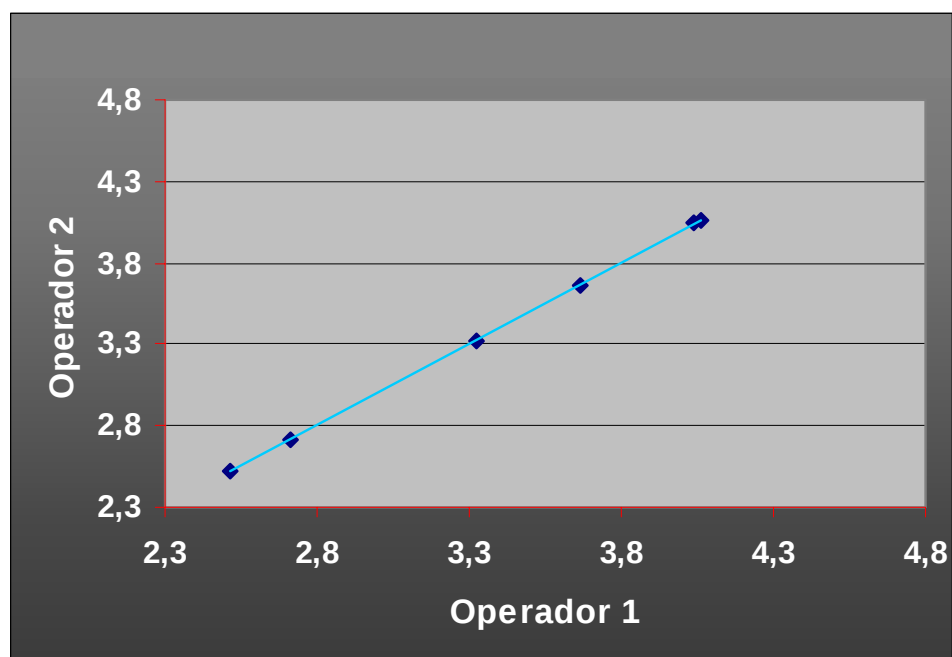


FIGURA 28 – Gráfico de dispersão para o teste de confiabilidade inter-operador.

As tabelas 1 e 2 mostram que as medidas dos segmentos pouco variaram, tanto no que diz respeito à nova mensuração, quanto aos diferentes operadores. Em ambos os casos o coeficiente de correlação de Pearson (CCP) resultou em correlação absoluta positiva (CCP), fato evidenciado pelas figuras 27 e 28. Portanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre os operadores, tampouco entre as mensurações realizadas em dias distintos por um mesmo operador, afirmando que o método possui padronização, inclusive para ser reproduzido por outrem.

5.2) Leitura das alterações da posição relativa dos dentes artificiais.

Os dados obtidos nesta pesquisa demonstram as alterações dentais ocorridas nas próteses quando essas foram submetidas a diferentes condições de processamento. Essas modificações foram expressas através da diferença dos segmentos propostos para análise (A, B, C, D, E e F) individualmente, da prótese polimerizada (estado final) e a prótese encerada (estado inicial). Portanto, a grandeza dessa diferença evidencia em qual grupo essa alteração ocorreu com maior magnitude e, conseqüentemente, em qual grupo ocorreram as menores alterações. No entanto é obvio que mesmo sendo pequenas, essas alterações mostram-se diferente uma das outras e para isso o tratamento estatístico é necessário, pois mesmo o estudo sendo estritamente

controlado, sempre estarão presentes variações aleatórias (do acaso), que não podem ser conhecidas individualmente e que, por conseguinte, influenciam no resultado final da análise. A análise de variância, como o próprio nome diz, considera as oscilações das alterações existentes entre cada unidade experimental do grupo analisado, sendo que quanto menores essas oscilações, maior será a representatividade da média final do experimento quando se realiza as comparações. Na verdade, a análise estatística permite evitar ocorrências como a de aceitar médias diferentes quando, na verdade, são iguais. Portanto neste estudo, adotou-se como tratamento estatístico a Análise de Variância com probabilidade de erro de 5% para se verificar se existe diferença entre as variáveis estudadas e o teste de Tukey para se identificar em qual variável ocorreu precisamente essa diferença.

Para facilitar o entendimento dos eventos ocorridos no estudo, primeiramente, se considerou apenas as médias das alterações dos segmentos para cada tratamento realizado. Isso significa que a comparação entre os grupos não considerou a segmento A ou D para verificar as diferenças e sim apenas uma média de todos os segmentos (A, B, C, D, E e F). A tabela 3 e a Figura 29 evidenciam essas médias para cada grupo estudado e o desvio padrão.

TABELA 3 – Média dos grupos independente do segmento analisado e desvio padrão (valores em cm).

<i>Grupo</i>	n	Média	*	Desv Pad
PMS	7	-0,0036	A	0,016
RMS	7	-0,0119	A	0,017
PMG	7	0,0046	A	0,006
RMG	7	0,0036	A	0,014
PCS	7	0,0021	A	0,011
RCS	7	-0,0150	A	0,012
PCG	7	0,0067	A	0,007
RCG	7	-0,0023	A	0,008

* Médias seguidas por letras iguais não diferem estatisticamente em nível de 5%

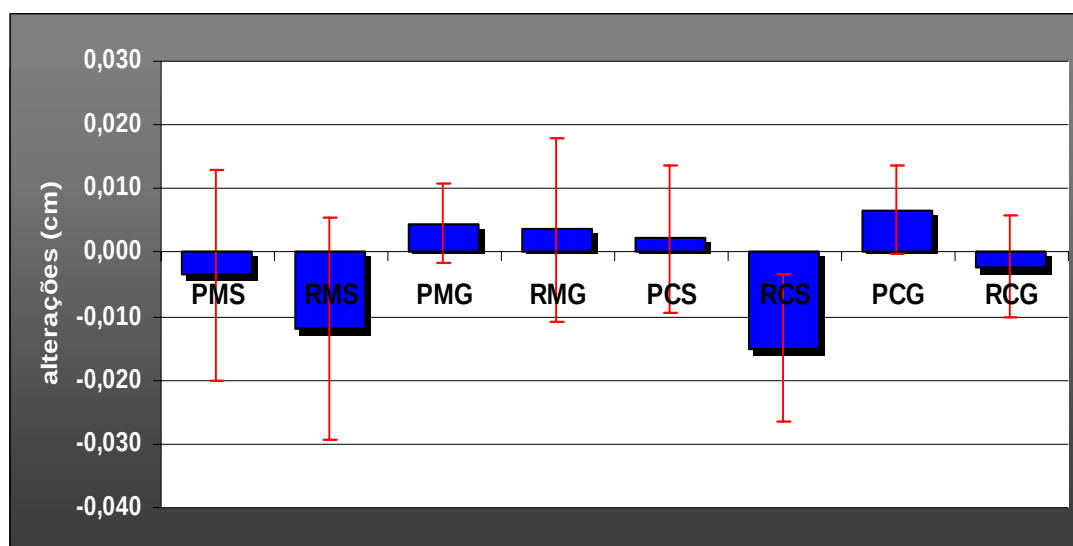


FIGURA 29 – Médias gerais e desvio padrão de todos os segmentos nos grupos estudados.

A Tabela 3 e a Figura 29 evidenciam que embora não haja diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados ($p=0,95628$), houve uma tendência dos grupos se comportarem diferentemente, tanto na grandeza das alterações como também na direção que ocorre essa alteração. Os números negativos apontam que os segmentos, no geral, diminuíram suas distâncias o que sugere uma contração da arcada, enquanto os positivos sugerem expansão da arcada. No entanto, devemos considerar que os dados analisados individualmente possuem pouca representatividade, fato demonstrado pela Tabela 4 (Análise de Variância para a média de cada grupo) e evidencia que houve diferença estatisticamente significativa para as variáveis, formato de palato e tipo de barreira de inclusão, quando analisados num contexto geral.

TABELA 4 – Análise de Variância para as médias das alterações de cada variável estudada.

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G. L.	S. Q.	Q. M.	VALOR F	PROB.>F
PALATO	1	0,0010983	0,0010983	4,9224	0,02943
POLIMERIZAÇÃO	1	0,0000011	0,0000011	0,0051	0,94151
BARREIRA	1	0,0014606	0,0014606	6,5465	0,01314
PAL x POL	1	0,0002486	0,0002486	1,1144	0,29670
PAL x BARR	1	0,0002083	0,0002083	0,9335	0,65981
POL x BARR	1	0,0000346	0,0000346	0,1549	0,69770
PAL x BAR X POL	1	0,0000006	0,0000006	0,0029	0,95628
RESÍDUO	48	0,0107097	0,0002231		
TOTAL	55	0,0137619			

Portanto, quando as comparações ocorrem considerando apenas a variável forma do palato, observa-se pela tabela 4 que existe diferença estatisticamente significantes ($p= 0,02943$) nas alterações ocorridas entre as próteses confeccionadas em modelos com palato raso e aquelas confeccionadas sobre o palato profundo. A Figura 30 mostra a média das alterações gerais entre o fator forma do palato ($n=28$).

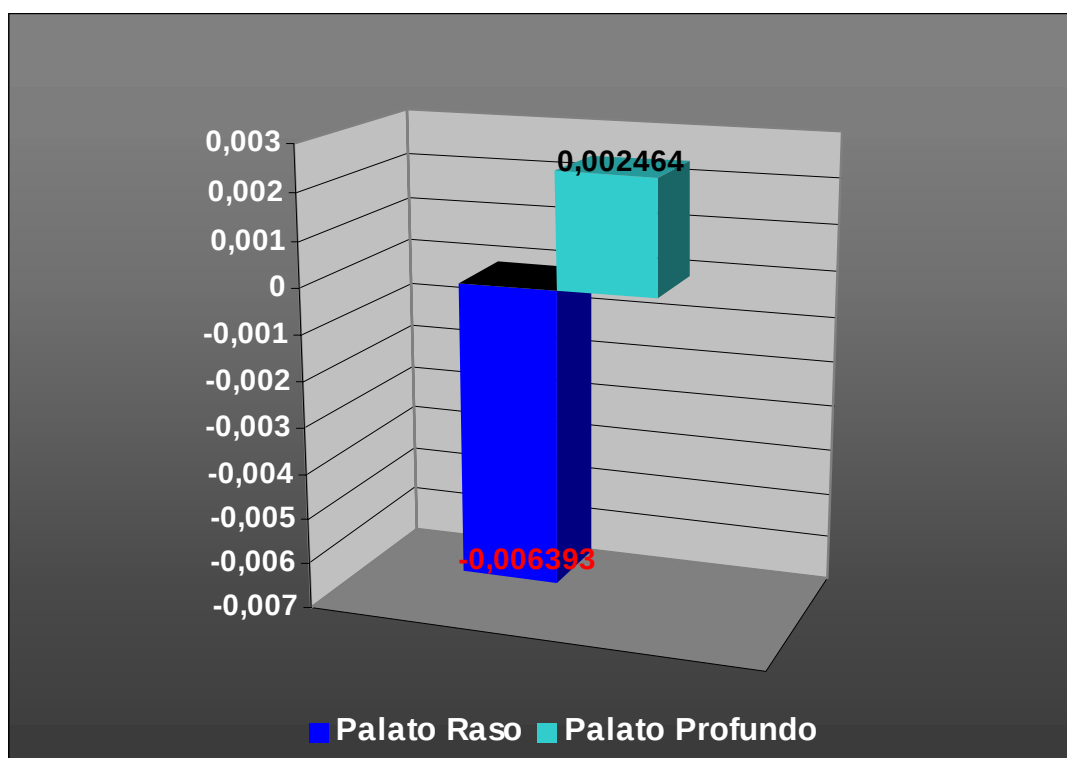


FIGURA 30 – Média das alterações (cm) para as próteses considerando o formato do palato.

No universo das alterações demonstradas pela Figura 30, embora se tenha isolado apenas o formato do palato, outras variáveis implícitas podem influenciar o comportamento das alterações, uma vez que,

pela Figura 29, observam-se comportamentos distintos para algumas situações em relação aos eventos observados pela Figura 30. É o caso da comparação entre os grupos PMG x RMG que embora não tenham diferido estatisticamente, influenciam no estudo geral do comportamento, pois as tendências de alterações apresentadas nesses grupos não condizem com a apresentação geral da Figura 30. Com a finalidade de identificar as variáveis que influenciaram o comportamento apresentado pela Figura 30, a Figura 31 mostra a tendência das alterações considerando as variáveis, forma do palato e tipo de polimerização.

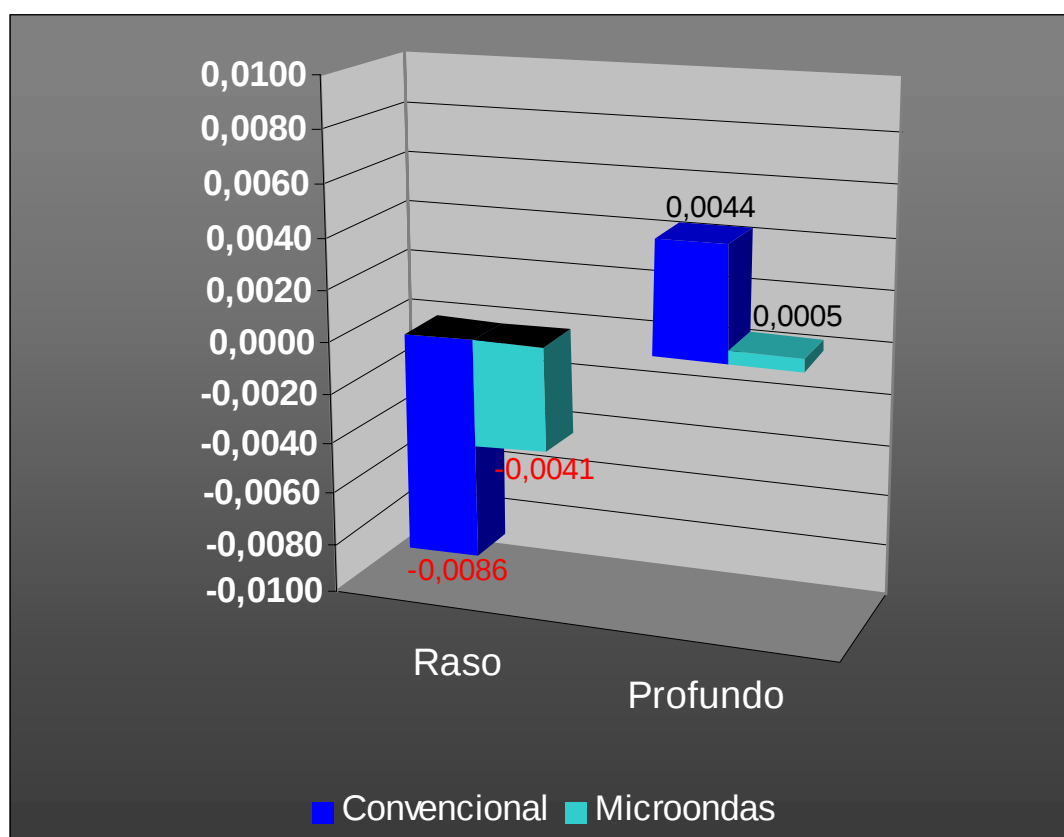


FIGURA 31 – Alterações médias (cm) das próteses confeccionadas sobre diferentes formas de palato considerando o tipo de polimerização.

A Figura 31 evidencia o mesmo comportamento que a Figura 30 no que diz respeito às alterações entre as formas de palato, tanto para as próteses confeccionadas pelo método convencional quanto as confeccionadas pelo método de microondas. Embora exista diferença numérica entre os métodos de polimerização, estes não possuem diferença estatisticamente significativa em nível de 5% ($p=0,94151$).

Pertinente é, porém, a avaliação da mesma situação para os diferentes tipos de inclusão, uma vez que a Tabela 4 aponta diferença estatisticamente significativa entre o método de inclusão em gesso em relação ao silicone ($p=0,01314$).

A Figura 32 mostra o comportamento das próteses com diferentes tipos de palato em relação ao método de inclusão.

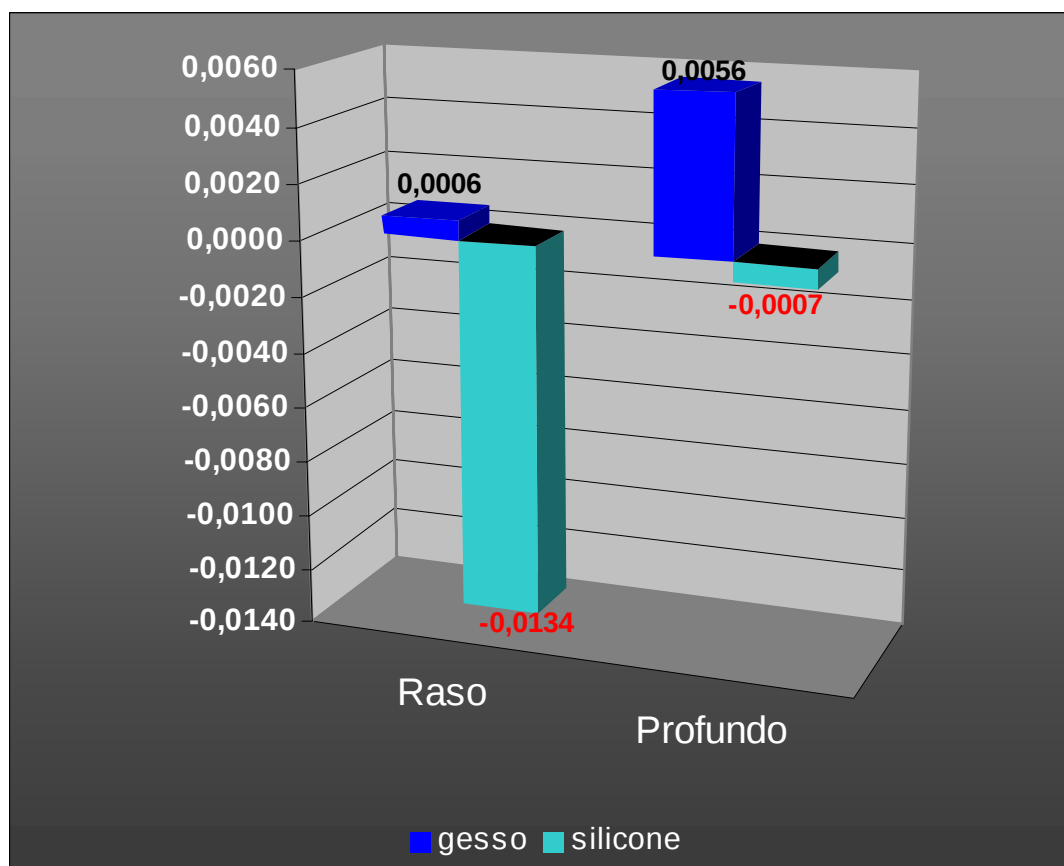


FIGURA 32 - Alterações médias (cm) das próteses confeccionadas sobre diferentes formas de palato considerando o tipo de inclusão.

Fica claro neste gráfico a influência que o fator inclusão exerce sobre os resultados da variável formato do palato. Isso porque existe uma tendência da inclusão em silicone repercutir em contração da arcada, enquanto a inclusão em gesso uma tendência de expandir a arcada. Isso se torna mais evidente ao se analisar a associação palato raso silicone, que apresentou o maior grau de contração da arcada, sendo neste caso, estatisticamente significativa em relação às alterações em gesso, em nível de 5%.

Demonstrado os resultados das médias gerais, a análise do local de mensuração é de extrema importância, visto que os dados gerais foram obtidos através das médias dos segmentos para cada unidade experimental. A Tabela 5 e a Figura 33 evidenciam a grandeza das médias das alterações para cada segmento mensurado para os grupos que constituem as próteses com palato raso (RMS, RMG, RCS, RCG).

TABELA 5 – Médias das alterações (cm) para cada segmento nos grupos que constituem as próteses com palato raso.

Grupos	Segmentos					
	A	B	C	D	E	F
RMG	0,020 A	0,001 A	0,008 A	0,006 A	-0,016 A	0,007 A
RMS	0,005 AB	-0,029 B	-0,029 B	-0,002 A	-0,008 A	-0,010 B
RCS	-0,012 B	-0,027 B	-0,022 BC	-0,007 A	-0,016 A	-0,008 B
RCG	0,004 AB	-0,007 AB	-0,004 AC	-0,002 A	0,001 A	-0,003 B

*Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente em nível de 5%.

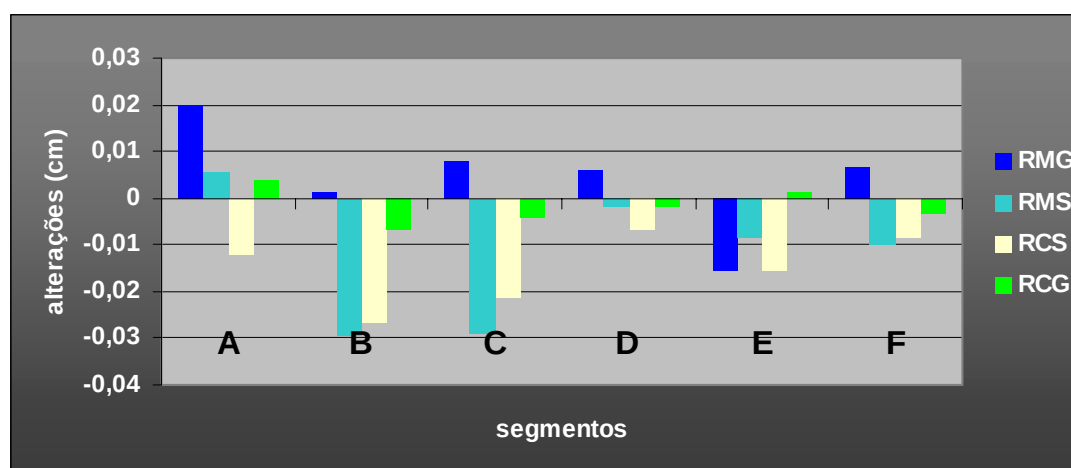


FIGURA 33 – Alterações dos segmentos para os grupos que constituem as próteses com palato raso.

Embora a Figura 33 mostre que as alterações dos segmentos são dispersas, não apresentando um único padrão de alteração, mostra uma tendência da maioria dos segmentos contraírem, ou seja, diminuir a distância após a polimerização, principalmente para os grupos em que a inclusão ocorreu com muralha de silicone. As próteses que foram incluídas com gesso apresentaram, na maioria dos segmentos, o fenômeno de expansão da arcada ou mínima contração. Essa figura ainda evidencia maiores alterações para os locais B e C, que são segmentos ântero-posteriores.

A análise estatística foi significativa em nível de 5% para os segmentos A, B, C e F – Tabela 5.

Com a finalidade de examinar as mesmas ocorrências para as próteses com palato profundo, a Tabela 6 e a Figura 34 demonstram as alterações dos segmentos para essa condição.

TABELA 6 – Médias das alterações (cm) para cada segmento nos grupos que constituem as próteses com palato profundo.

Grupos	Segmentos					
	A	B	C	D	E	F
PMG	0,009 AB	-0,0001 A	0,003 A	0,009 A	0,003 A	0,004 A
PMS	0,008 AB	-0,012 A	-0,015 A	0,002 A	0,002 A	-0,008 A
PCS	-0,006 B	0,002 A	-0,002 A	0,012 A	0,004 A	0,002 A
PCG	0,012 A	0,006 A	0,008 A	0,006 A	0,001 A	0,006 A

*Médias seguidas por letras iguais na coluna não diferem estatisticamente em nível de 5%.

A Tabela 6 evidencia diferença estatisticamente significativa apenas para o segmento A entre os grupos PCS e PCG.

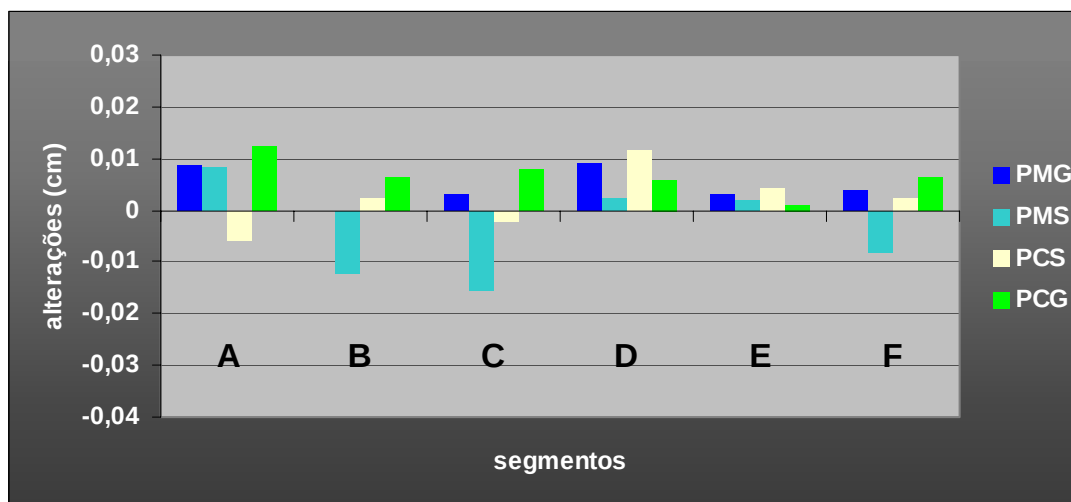


FIGURA 34 – Alterações dos segmentos para os grupos que constituem as próteses com palato profundo.

Observando a Figura 34 fica claro que as próteses com palato profundo possuem uma tendência em expandir a arcada, com exceção de 3 segmentos (B, C e F) para a situação polimerização em microondas e silicone e 2 segmentos para a polimerização convencional e silicone. Naturalmente, como a tendência do silicone é contrair e do palato profundo é expandir, podemos observar que um fator pode compensar a atuação de outro, podendo, conseqüentemente resultar em menor alteração final. Todos os segmentos das próteses incluídas com gesso apresentaram a mesma tendência de expansão da arcada, o que pode explicar as maiores alterações para esse grupo em questão. Já para a polimerização, nenhum fator pode ser observado.

Não foi possível, entretanto, correlacionar, precisamente, um local que pudesse causar maiores alterações, no entanto, há a necessidade de se verificar como essas alterações ocorrem no contexto geral. A Tabela 7 e a Figura 35 mostram as alterações dos segmentos para a variável forma do palato, independente das demais.

TABELA 7 – Médias das alterações (cm) para cada segmento comparando o palato raso (n=28) e palato profundo (n=28).

	Segmentos					
	A	B	C	D	E	F
PROFUNDO	0,006 A	-0,001 A	-0,002 A	0,007 A	0,003 A	0,001 A
RASO	0,004 A	-0,015 B	-0,012 B	-0,001 A	-0,01 B	-0,004 A

*Médias seguidas por letras iguais na coluna não difere em nível de 5%.

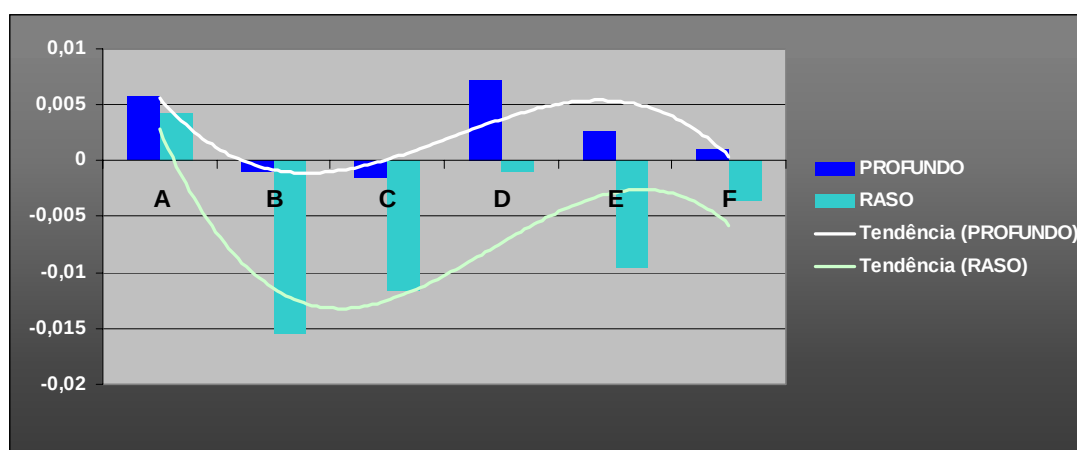


FIGURA 35 – Alterações (cm) dos segmentos para a variável profundidade do palato.

Observando a Figura 35, nota-se que o comportamento de movimentação dos dentes artificiais diferiu quantitativamente e

qualitativamente. Quantitativamente as próteses confeccionadas sobre o palato raso alteram mais em quase todos os segmentos, em especial, naqueles que constituem orientação ântero-posterior (B,C,E e F), apresentando diferença estatisticamente significativa os segmentos B, C e E (Tabela 7). Já o palato profundo apresentou numericamente alterações com maior grandeza nos segmentos que compõem uma orientação látero-lateral (A e D), no entanto não apresentou diferença estatisticamente significativa quando comparado ao raso (Tabela 7). Qualitativamente, outra questão pode ser abordada na Figura 35, pois as alterações do palato profundo possuem uma tendência de expandir a arcada, fato já observado nas figuras anteriores, enquanto no palato raso, o conjunto de alterações ocorreu no sentido de contrair a arcada. A curva de tendência mostra que, embora as alterações tenham diferido entre os segmentos, existe um comportamento semelhante na interação dos segmentos. As Figuras 36 e 37 propõem a visualização resumida desses eventos.

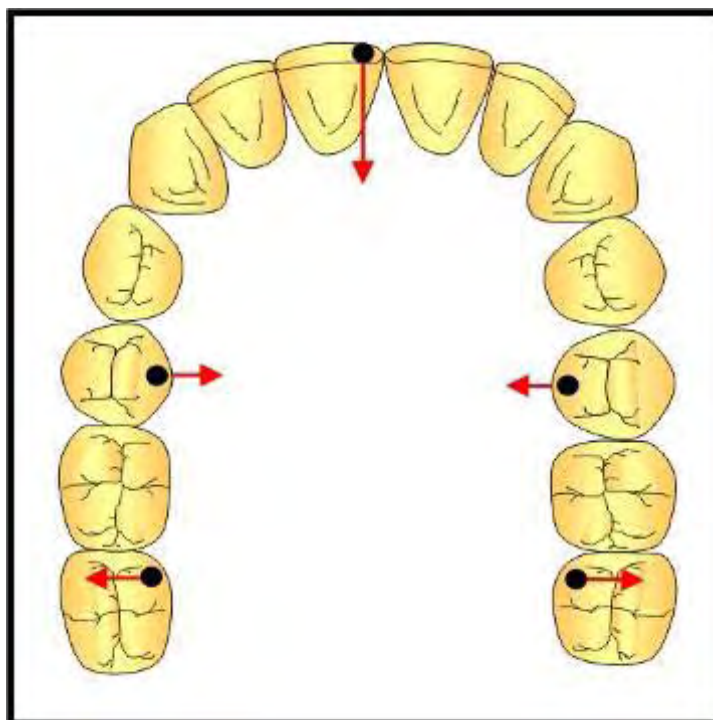


FIGURA 36 – Padrão presumido de alterações dos dentes em função da análise dos segmentos para o palato raso.

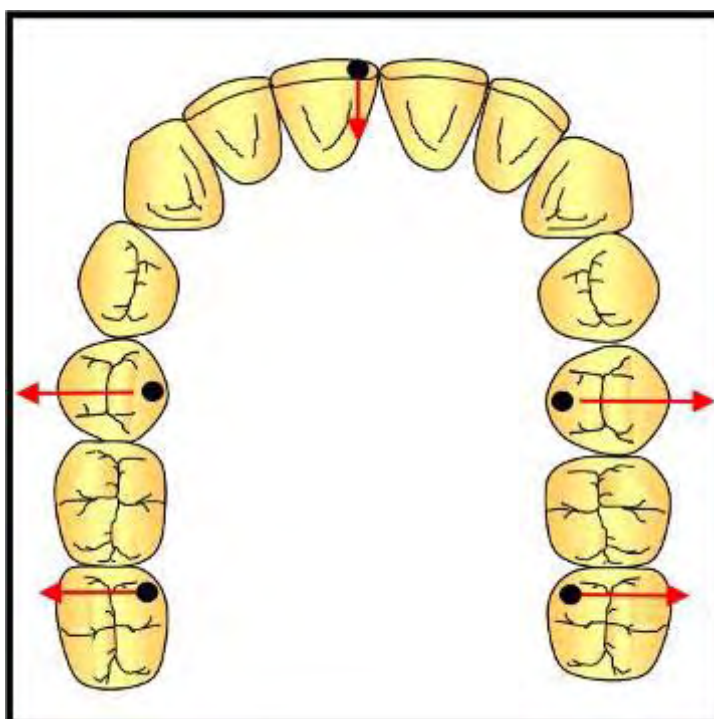


FIGURA 37 – Padrão presumido de alterações dos dentes em função da análise dos segmentos para o palato profundo.

As Figuras 36 e 37 sugerem uma visualização do comportamento da movimentação das alterações dentárias visto a grandeza das alterações dos segmentos, para o palato raso e para o palato profundo. Baseados nas tendências observadas nas Tabelas e Figuras anteriores, estabeleceu-se um padrão de movimentação, considerando os eixos horizontal e vertical. As Figuras 36 e 37 têm o objetivo apenas de elucidar hipóteses, não representando, verdadeiramente, os eventos, mas simplificando sua análise, qualitativamente. De fato, a observação das figuras está de acordo com os dados apresentados nas Figuras 33,34 e 35.

Um pouco de reflexão em cima dos esquemas apresentados acima (Figuras 36 e 37), permite considerar que os dentes podem se movimentar em conjunto, sendo que, dependendo da direção que o dente se movimenta, pode não ocorrer alteração da distância dos segmentos, ou então o reflexo da movimentação na medida do segmento é muito pequeno.

A Figura 38 mostra as alterações percentuais absolutas (desconsiderando a direção) ocorridas para a média dos segmentos que constituem o triângulo maior (A,B e C – Figura 39) e para o triângulo menor (D,E e F – Figura 40) para os diferentes formatos de palato.

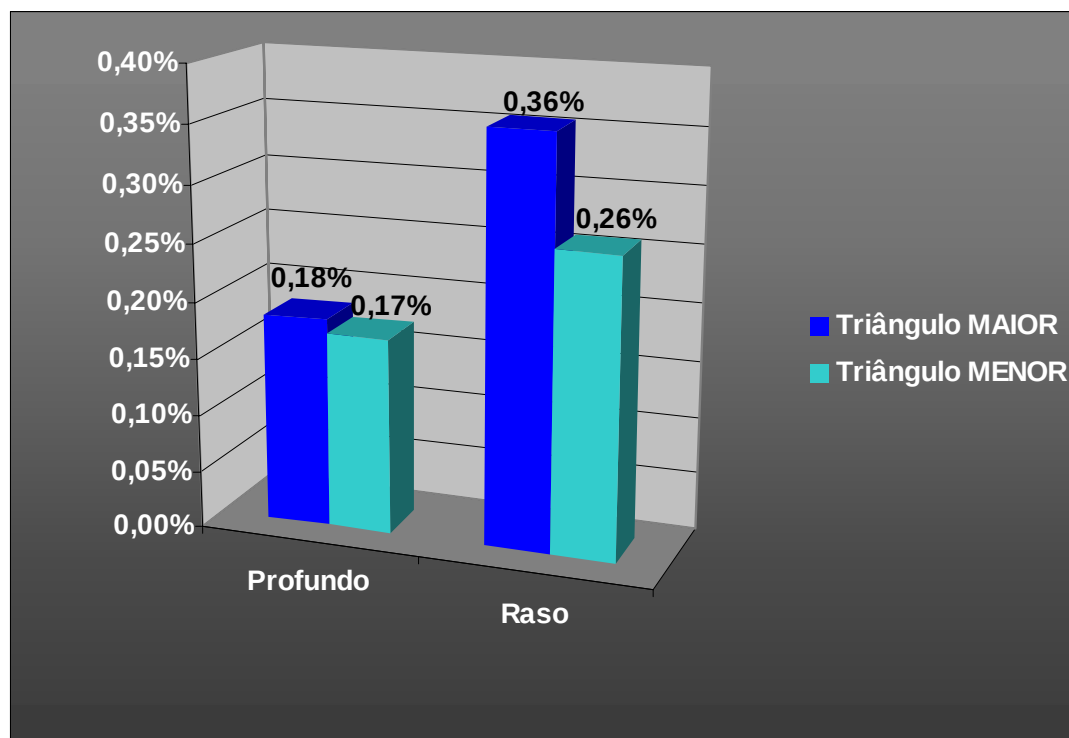


FIGURA 38 – Média das alterações percentuais para os segmentos que formam o triângulo maior e o triângulo menor para o formato do palato.

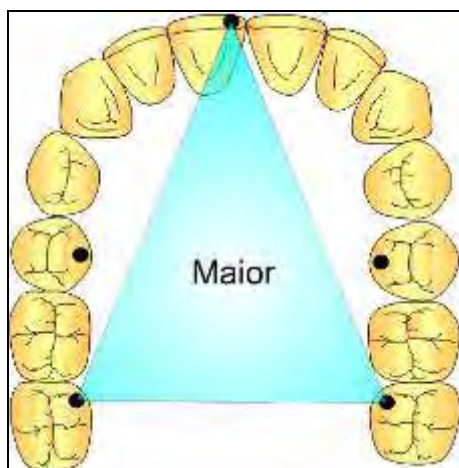


FIGURA 39 – União dos segmentos A, B e C constituindo o triângulo maior.

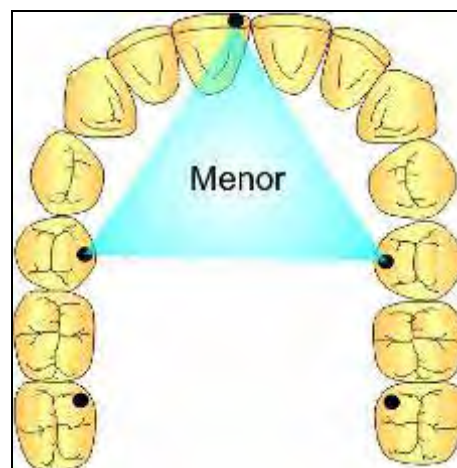
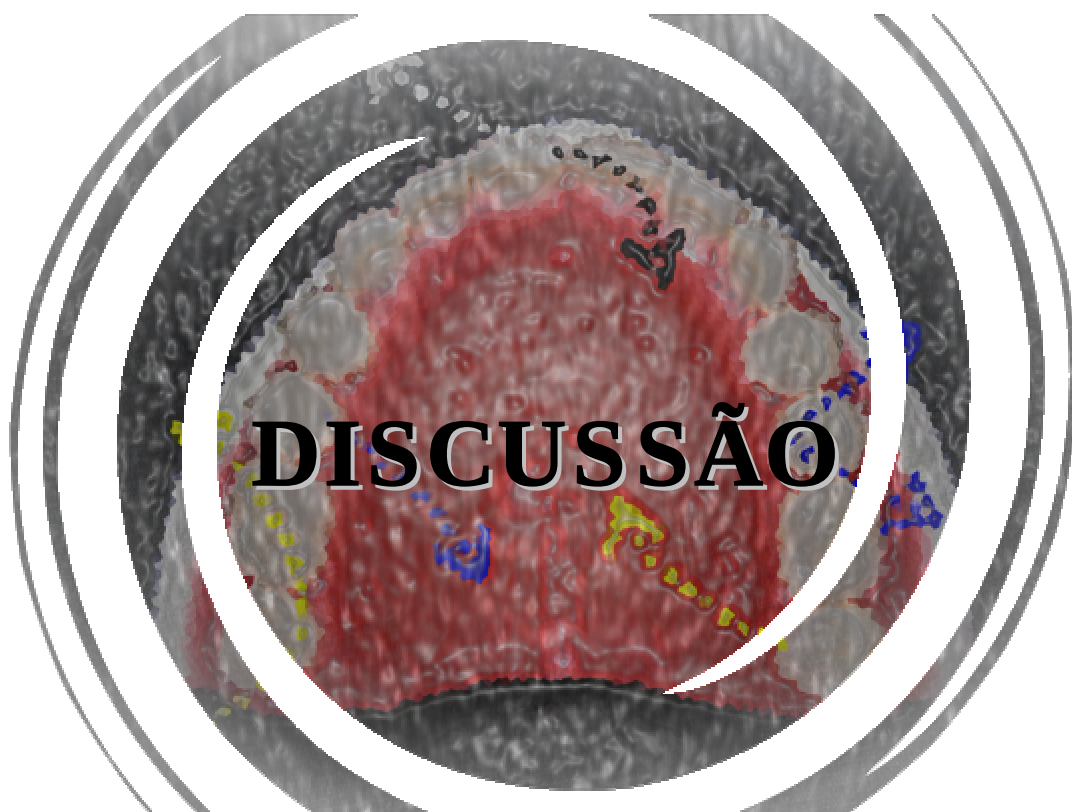


FIGURA 40 – União dos segmentos D, E e F constituindo o triângulo menor.

6



O teste de correlação é indicado para verificar o comportamento de duas variáveis quantitativas que pode ser observado através de um gráfico, denominado de diagrama de dispersão, e medido através de um coeficiente de correlação (GOMES, 2000)²². Entendemos que, para o caso, quanto mais próximas estiverem as mensurações dos grupos, menor a dispersão dos dados, portanto mais padronizado o método. Espera-se que o coeficiente indique correlação absoluta, no entanto em caso de valores intermediários, aplica-se o teste T para o coeficiente de correlação, para identificar se há ou não significância estatística.

No teste de erro do método (Tabela 1 e Figura 27), que avalia as ocorrências intra-operador, o coeficiente de correlação apresentou CCP=1, indicando, portanto, correlação positiva absoluta. Neste caso o teste T não é necessário, apresentando correlação significativa ao nível de 1%. Outros estudos como o de Lauglin et al. (2001)²⁹, apresentam resultados semelhantes (CCP=0,997) ao obtidos neste estudo.

No entanto, para que o método possua representatividade, é necessário que possa ser reproduzido, ou seja, repetido por outrem. Por isso, neste estudo, verificou-se as ocorrências entre dois operadores, devidamente calibrados (Tabela 2, Figura 28). Para tanto, uma amostra

sorteada por um auditor foi encaminhada aos dois operadores, que realizaram novamente mais uma mensuração em um teste cego. O método utilizado para verificação também foi o coeficiente de correlação de Pearson e coincide com os achados da Tabela 1.

Como pudemos observar na metodologia empregada, o estudo depende diretamente de um método de avaliação de imagens em que o objeto de estudo, uma prótese total superior, é mensurado com o auxílio do software AutoCAD 2005 (Autodesk Inc. USA). Todo o processo, embora simples à primeira impressão, converge para uma problemática muito abordada nos estudos contemporâneos de computação gráfica. Ou seja, como identificar as estruturas da imagem baseada em seu conteúdo visual. Quando aplicamos o método descrito anteriormente, percebemos que está totalmente vinculado à subjetividade humana da percepção. Logo este aspecto torna-se um problema, pois a captura de imagens reais resulta em coleções de imagens com rico conteúdo de informação. Assim, para uma mesma imagem digital, diferentes pessoas possuem percepções distintas. Esse fator justifica o teste de erro do método empregado. Outro fator relevante é como transferir a área analisada em um cenário real (a prótese não digitalizada) para o cenário virtual (a imagem da prótese), uma vez que a imagem nem sempre possui definição de contorno da mesma maneira que a imagem real. Assim a definição de captura é de extrema importância para que o processo se desenvolva. Devemos levar em consideração que, para realizar a mensuração por computação gráfica o tamanho do ponto não pode

ser significativa em relação ao tamanho do segmento. Por isso neste estudo utiliza-se marcação física e não pinos metálicos como em outros estudos (BECKER et al., 1977⁵; KEENAN et al. 2003)²⁶. O tamanho do ponto bem como sua correta definição com grafite permite a padronização da imagem do ponto como sendo uma cruz. Quando essa imagem é transferida para o AutoCAD, o programa permite trabalhar em um modo de suavização de píxels, por isso não se enxerga a imagem quadriculada quando ampliada. Uma comparação entre mensurações pelo método convencional (utilizando o microscópio óptico) e a computação gráfica (utilizando o AutoCAD) foi apresentada por Rocha et al. (2004)⁴¹, que não encontrou diferenças significativas entre esses dois métodos. Shibayama et al. (2002)⁴⁴ descreveu com muita propriedade a vantagem em se realizar a mensuração por computação gráfica, alegando que o método, por não necessitar da presença física dos corpos-de-prova, permite que os estágios em que se deseja analisar sejam congelados, podendo a leitura ser realizada posteriormente. Justifica que esse fator auxilia na otimização do processo e minimiza as influências externas durante o período em que se realiza a leitura, pois, de acordo com Goiato et al. (2005)²¹, mesmo após a demuflagem, a resina continua se modificando com o passar do tempo.

A experimentação realizada neste estudo consistiu, basicamente, em verificar a influência de três grandes variáveis sobre as alterações dimensionais que ocorrem nos dentes artificiais. No entanto, a interação dessas variáveis resultou em numerosos tratamentos (8 grupos),

porém o foco principal do estudo foi realizar a análise em conjunto, visto unicamente os resultados gerais para cada variável maior estudada e sua inter-relação agrupadas com as demais. Isso também foi válido para se verificar tendências existentes, que a princípio podem não trazer dados estatísticos sólidos, no entanto orientam a realização de estudos focados sobre a tendência observada. Quando se observa o diagrama (Figura 41), vê-se que quanto mais variáveis são cruzadas, menor será o tamanho da amostra e maior dificuldade será apresentada na comparação dos grupos uma vez que se torna muito trabalhoso o isolamento de uma ou outra variável. Neste caso, cada tratamento tem individualmente pouco valor. Entrementes, foi muito útil a separação dos grupos em 8 tratamentos, pois possibilitou com os recursos disponíveis estudar mais variáveis quando a comparação ocorreu de modo geral.

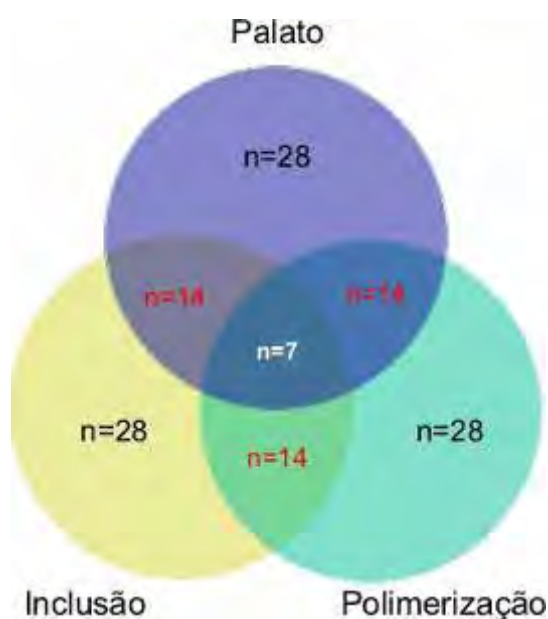


FIGURA 41 – Diagrama de Venn mostrando o cruzamento das variáveis do estudo.

Pode-se observar pela Tabela 3, que independente da variável analisada, ocorreram alterações em todos os grupos estudados, que neste caso, foram avaliadas pela mensuração bidimensional dos segmentos e expressa como uma diferença entre as médias dos segmentos antes e após o processamento. Achados esses que concordam com a teoria de Wesley (1973)⁵² e Sidhaye e Master (1979)⁴⁵, que relatam a sempre ocorrência, ainda que mínima, da alteração do posicionamento dos dentes após o processamento das próteses. Casos os segmentos aumentem de tamanho, a alteração proveniente foi expressa em número positivo, como é o caso dos grupos PMG, RMG, PCS e PCG (Figura 29), se o oposto ocorrer, ou seja, se houver uma diminuição dos segmentos, a alteração foi expressa em números negativos (grupos, PMS, RMS, RCS, RCG – Figura 29). No entanto, Mahler (1951)³¹ já alertava que o comprometimento da oclusão se deve a movimentação conjunta de todos os dentes, sendo que a somatória dessas alterações pode repercutir em prejuízos do relacionamento oclusal, causando, inclusive, alteração da dimensão vertical como observado por muitos autores (TUCKER; FREEMAN, 1971⁵¹; BECKER et al., 1977⁵; MAINIERI et al., 1980³²; COMPAGNONI, 1981¹⁰; de CLERCK, 1987)¹².

Analisando a Tabela 3, nota-se que as alterações médias observadas para cada grupo são muito pequenas, sendo que a interação dos três fatores (Figura 41), não apresentou diferença estatisticamente significativa em nível de 5% ($p=0,95628$), como demonstrado pela Tabela 4.

Para o cálculo das alterações de cada grupo (Tabela 3), foi considerado a média de todos os segmentos (A, B, C, D, E e F), apontando as maiores alterações para o grupo RCS (média de -0,015cm) e as menores para o grupo PCS (média de 0,0021cm). Quantitativamente essas alterações são comparadas com as demonstradas na literatura em estudos sob as mesmas condições, como Shibayama (2002)⁴⁴ que apresentou alterações variando de 0,015 a 0,042 cm e Gennari-Filho et al. (2003b)²⁰ que apresentaram alterações variando de 0,003 a 0,029cm.

Pouco pôde ser observado analisando a atuação de um grupo em relação ao outro, visto que há influência da interação de muitos fatores e isolar um, propriamente dito, se torna muito difícil uma vez que uma variável pode compensar a outra.

Como o estudo procurou obter os padrões em cera com o mesmo posicionamento dos dentes, mesmo em maxilas com profundidades diferentes, as comparações puderam ser realizadas num contexto geral, ora isolando uma variável, ora isolando outra.

Quando se considerou apenas a profundidade do palato (Figura 30), nota-se que as maiores alterações dos dentes artificiais ocorreram nas próteses com características de palato raso (média de -0,006393cm), indicando as menores, para o palato profundo (média de 0,002464) sendo as médias diferentes pela análise estatística (Tabela 4). Sykora e Sutow (1993)⁵⁰ ao avaliarem a desadaptação posterior de próteses com diferenças no formato do palato, apresentaram os maiores níveis de

desadaptação para aquelas cujo palato foi raso. Segundo Laughlin et al. (2001)²⁹, essas alterações se devem a diferença peculiar existente entre o contorno da base de resina, encontrando maior área de desadaptação na interface “base x modelo de gesso” para as próteses confeccionadas sobre modelos maxilares com características de palato raso.

Entretanto, outra consideração é a qualidade com que ocorrem as alterações. A Figura 30 apresenta diferentes padrões de alterações, sendo que nas próteses com palato profundo elas ocorreram no sentido de aumentar o segmento (expandir o perímetro da arcada), enquanto no palato raso essas alterações caminharam no sentido de contrair o perímetro da arcada (diminuir os segmentos). Esses dados concordam com o trabalho de Abuzar et al. (1995)¹, que demonstraram uma condição semelhante quanto à diferença de direção das alterações entre as próteses com diferenças no formato do palato. Essa condição se deve, provavelmente, pelo reflexo da alteração da base de resina nos dentes artificiais. O palato raso, por ser relativamente paralelo ao plano oclusal possui uma tendência de, ao contrair a resina, refletir em um componente horizontal, que puxaria um dente em direção do outro no lado oposto. Portanto, a contração ocorreria no sentido do palato. Como a inclinação da vertente interna do rebordo em casos de palato profundo é, relativamente, perpendicular ao plano oclusal, ao ocorrer a contração de polimerização, existe uma tendência de um componente vertical mais significativo do que o horizontal, refletindo consequentemente na eminência de intruir o dente em

direção à base e deslocar em menor quantidade o dente em direção palatal. Quando ocorre a demuflagem, o componente de tensão vertical é liberado, repercutindo em desadaptação do centro do palato e deslizamento na borda lateral criando um momento rotacional na crista do rebordo alveolar fazendo com que os dentes se movimentem bucalmente. Esse padrão de alteração da base pode ser um dos motivos para apontar para o palato profundo, não só diferenças na direção de movimentação dos dentes, como também os menores valores para essas distorções. Análogo a uma trajetória retilínea de ir e vir. Considerando uma posição inicial, o deslocamento em relação à posição final pode ser pequeno, entretanto, a trajetória percorrida da posição inicial para a final pode ser grande.

De acordo com Goiato et al. (2005)²¹, uma das etapas do processamento que requer atenção quando se analisa a direção de distorção dos dentes, é o estágio de separação da prótese do modelo. Komiyama e Kawara (1998)²⁸ já haviam alertado sobre o desenvolvimento de tensão durante a polimerização, que ocorre em função do confinamento da resina no interior da mufla. Para os autores, as tensões geradas no centro da base de resina são maiores que aquelas geradas na periferia, podendo ocorrer parcialmente o alívio de tensão imediatamente após a demuflagem. Para Goiato et al. (2005)²¹, essa energia potencial tende a ser liberada, principalmente, após a separação do modelo resultando num acréscimo da distorção da base da prótese. Embora esse fator não tenha sido avaliado neste estudo, Abuzar et al. (1995)¹ encontraram fortes

evidências de que as próteses com palato profundo causam maiores distorções em relação ao palato raso, quando se considera o estágio de separação do modelo. Esse é um fator que não pode ser vilipendiado em estudos futuros, abrangendo inclusive o polimento das próteses, pois o bom desempenho clínico das mesmas só poderá ser avaliado quando as próteses estiverem em condição de ser instaladas no paciente.

Nelson et al. (1991)³⁴ verificaram diferenças estatisticamente significantes nas alterações dimensionais da dimensão vertical de próteses polimerizadas por banho de água quente quando comparadas com as polimerizadas por método em microondas. Discordando da opinião do autor, que afirmou o método radioativo com sendo menos eficaz, Braun et al. (2000)⁷ não encontrou diferenças significativas quando avaliou a precisão dimensional dos dois métodos. Embora a literatura apresente muitos estudos sobre o assunto, devemos considerar a assertiva de Sykora e Sutow (1993)⁵⁰ quanto as possíveis diferenças que podem ocorrer entre esses dois métodos quando se considera o formato do palato. Neste estudo embora o método convencional não tenha diferido estatisticamente do processamento em microondas em nenhuma geometria de palato (Figura 31), nossos resultados, numericamente, convergem para o trabalho de Shibayama (2002)⁴⁴ que encontrou diferenças estatisticamente significantes entre os dois métodos, apontando as menores alterações para o processamento em microondas. Para determinar se um método é mais eficiente que outro clinicamente, deve-se também atentar para suas propriedades físicas.

Sadamori et al. (1994)⁴² relacionaram o método de microondas com maiores níveis de monômero residual, no entanto Compagnoni et al. (2004)¹¹, verificaram que não há diferença entre os dois métodos quando se avalia a porosidade. A grande variedade de resultados encontrados na literatura, ora apontando melhoria em um método, ora para outro, se deve, provavelmente, pela falta de padronização do tipo de resina, do método de avaliação e principalmente, a grande variedade de ciclos de polimerização, já que Botega et al. (2004)⁶, verificaram que o ciclo de polimerização em microondas deve ser compensado quando uma quantidade maior de resina é processada, como por exemplo, duas muflas ou mais simultaneamente.

Marcroft et al. (1961)³³ sugeriram que caso não houvesse diferença na precisão dimensional de próteses processadas com muralha de silicone em relação ao usual gesso, o silicone apresentaria vantagens incontáveis, principalmente em função da facilidade de acabamento. Neste estudo, quando considerou apenas o material de inclusão nos diferentes formatos de palato, pode-se observar que, em média, o silicone apresentou alterações significativamente superiores em relação ao gesso ($p=0,01314$ – Tabela 4). Isso é especialmente verdadeiro para as próteses confeccionadas com palato raso (Figura 32), enquanto para o palato profundo, o gesso causou alterações superiores quando comparado com o silicone, porém estatisticamente insignificantes entre si. Ao observar a Figura 32 em questão reconhecemos um dado interessante. Quando o processamento ocorreu com a inclusão em gesso houve uma tendência de repercutir em expansão

da arcada e, o silicone, em contrair o perímetro da arcada. Esse dado pode explicar a diferença de comportamento existente entre o gesso e silicone para os diferentes formatos de palato. Como o palato raso tem uma propensão em contrair e o gesso, por sua vez, em expandir, quando observamos as alterações dentais para essa interação, verifica-se a influência desse efeito antagônico, que resultou em menores alterações para este caso, um deslocamento médio muito próximo do zero (alterações médias de 0,0006cm). O oposto foi apresentado para o palato profundo, em que essa compensação foi apresentada para a situação em que ocorreu a polimerização com silicone (alterações médias de -0,0007cm). Esse efeito compensatório dos materiais de inclusão em relação à contração da resina já havia sido apresentado por Sykora e Sutow (1996)⁴⁹ ao estudar o efeito do gesso de alta expansão.

As maiores alterações para a polimerização com silicone em ambos os métodos de polimerização de resina, são divergentes de muitos estudos literários (SHIBAYAMA, 2002⁴⁴; GENNARI-FILHO et al., 2003a¹⁹; GENNARI-FILHO et al. 2003b²⁰, GENNARI-FILHO et al. 2005¹⁸). Quando se compara as alterações provenientes do silicone para o palato raso (Figura 32), neste estudo (média de -0,0134cm), embora maiores que aquelas de gesso (0,0006cm), são menores às alterações de Shibayama (2002)⁴⁴, que encontrou alterações na média de 0,0155cm, de Gennari-Filho et al. (2003a)¹⁹ com deslocamento médio de 0,029cm e Gennari-Filho et al. (2005)¹⁸ que apresentaram alterações na ordem de 0,014cm.

Demasiado importante é relacionar o local em que ocorrem as alterações da prótese, uma vez que, para Gennari-Filho et al. (2003a)¹⁹, embora a resina acrílica apresente distorções inerentes à sua contração, praticamente inevitável, sua representação na modificação do padrão oclusal das próteses totais superiores respeitam um padrão, desde que outras variáveis não estejam presentes, como diferentes espessuras de bases, diferentes formatos de palato, ou ainda, tipo de revestimento utilizado em mufla. A Tabela 5 e a Figura 33, mostram as alterações de cada segmento (A, B, C, D, E e F) para os grupos que constituem as próteses com características de palato raso (RMG, RMS, RCG, RCS). Embora, à primeira vista, nota-se uma dispersão dos valores apresentados, numa análise mais aprofundada percebe-se que ocorreu uma tendência dos segmentos que possuem maior comprimento (no caso A, B e C), em apresentar maior alteração em relação aos que possuem menor comprimento (D, E e F). Esses resultados são convergentes aos achados de Shibayama (2002)⁴⁴, Gennari-Filho et al. (2003a)¹⁹, Gennari-Filho et. al. (2003b)²⁰, Goiato et al. (2005)²¹, Gennari-Filho et al. (2005)¹⁸ e estão de acordo com a teoria de Skinner (1949)⁴⁸, sobre as alterações ocorrerem nas áreas de maior volume. No entanto entre os grupos RMG, RMS, RCS e RCG, nenhuma tendência pode ser observada individualmente, como mostra a Tabela 5, mas a Figura 33 evidencia as menores alterações dos segmentos para o grupo RCG (Palato raso, método Convencional e inclusão em Gesso).

Quando se realiza a mesma comparação para o palato profundo (Tabela 6 e Figura 34), nota-se que não há uma grande discrepância entre os segmentos. No entanto, um comportamento de expansão em quase todos os grupos foi demonstrado, em especial para os segmentos A e D. O segmento A, foi o único que apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos PCS e PCG em nível de 5%.

A Figura 35, que compara a média dos segmentos para palato raso e profundo, mostra o comportamento já observado outrora da tendência de expansão para o palato profundo e contração para o palato raso. Para o palato profundo, os segmentos que cruzam o arco no sentido látero-lateral, foram os que apresentaram maiores alterações, enquanto para o palato raso, isso aconteceu com maior magnitude para os segmentos que possuem orientação ântero-posterior (B, C, E e F). Esses resultados estão em acordo com os achados de Abuzar et al. (1995)¹, no que diz respeito ao padrão de movimentação dos dentes artificiais. Observamos pela Figura 35 que embora existam discrepâncias entre a quantidade e a qualidade das alterações para cada segmento entre raso e profundo, as linhas de tendência verificam um padrão de alteração com relação ao local, nos dois tipos de próteses. Comparando esses resultados com Domitti et al. (1998)¹³ eles são divergentes, uma vez que os segmentos ântero-posteriores no citado estudo sofreram expansão, enquanto os que cruzam o arco, látero-lateralmente, sofreram contração. Os autores imergiram as próteses em água durante 30 dias antes de realizar as mensurações, fato que pode

influenciar consideravelmente, uma vez que para Machado et al. (2000)³⁰, essa sorpção pode recuperar parte da contração em até 50%.

Para Mahler (1951)³¹, a compressão exercida durante a prensagem da resina pode resultar numa condição desigual de estresse no interior da mufla resultando, conseqüentemente, em movimentação desigual dos dentes artificiais. Embora uma movimentação desigual pudesse ser observada a priori neste estudo (Figuras 33, 34 e 35), a análise dos dados permitiu estabelecer uma correlação de qual dente movimentou, considerando a grandeza das alterações e a direção e sentido das mesmas. As Figuras 36 e 37 evidenciam um padrão presumido dessas alterações para os eixos horizontal e vertical. As Figuras mostram que nas duas situações, palato raso e palato profundo, o segmento A mostrou expansão que é, provavelmente, o resultado do maior deslocamento dos dentes artificiais (2º molares) em direção para bucal. Essa análise é deveras importante, pois segundo Prombonas e Vlissidiis (2002)³⁹, o posicionamento dos dentes artificiais posteriores para vestibular, podem resultar, durante o ciclo mastigatório, em áreas de maior tensão na região de pré-maxila, potencializando a ocorrência de fratura de base nessa região. Isso se torna, neste caso, mais grave para as próteses com características de palato profundo, pois a região de pré-molares também apresentou expansão o que sugere um posicionamento desses dentes para vestibular. Soma-se a isso os dados apresentados por el Ghazali et al. (1989)¹⁵, que correlacionou as próteses com palato profundo com maiores níveis de tensão na base de

resina na região anterior. Nos dois esquemas apresentados (Figura 36 e Figura 37) como os segmentos ântero-posteriores (B, C – Figura 35) sofrem contração, é indicativo que o incisivo se deslocou para lingual.

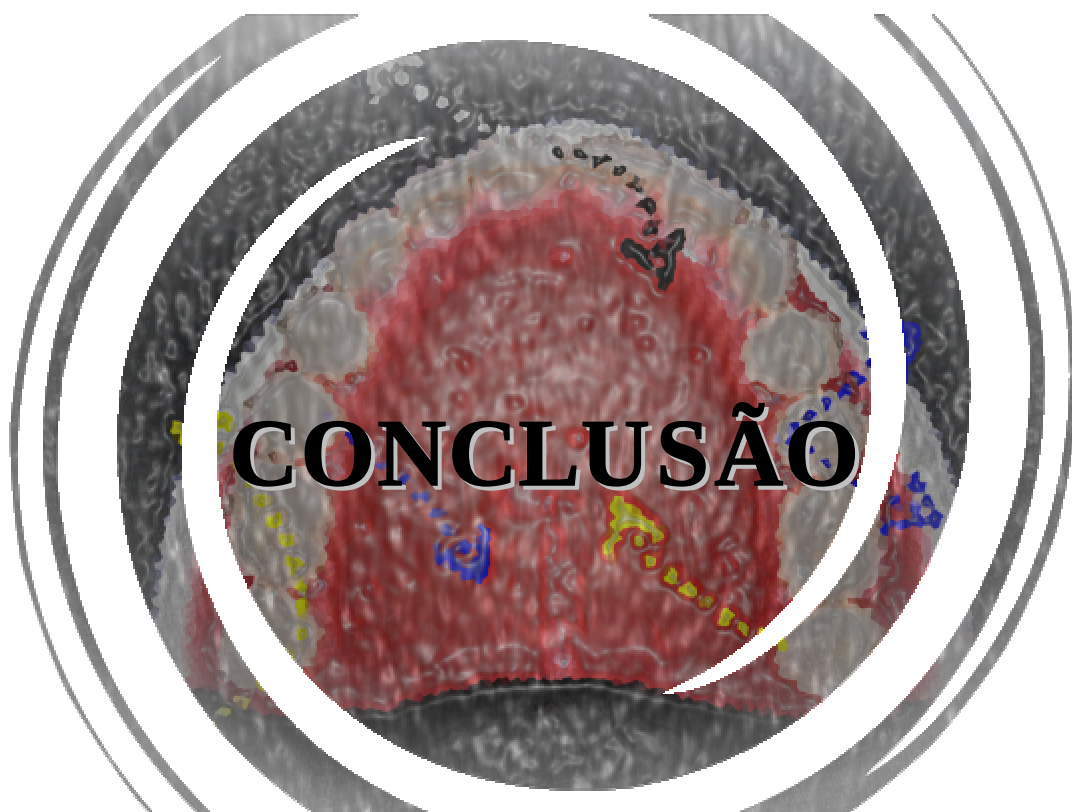
No entanto, muitos fatores podem ser relacionados com a magnitude de deslocamento dos dentes artificiais. Chen et al. (1998)⁸, Jamani e Moligoda Abuzar (1998)²⁴ consideram que a espessura da base de resina influencia diretamente na quantidade de contração, uma vez que seu volume é maior. Para Zissis et al. (1991)⁵⁵, os estudos que analisam precisão dimensional de bases de resina devem também apresentar os resultados em dados percentuais, pois desconsidera o comprimento do segmento o que permite comparar as alterações entre os diversos estudos. Observa-se, no presente trabalho, que a união dos segmentos forma dois triângulos. Um maior formado pelos pontos dos molares e incisivo, outro menor formado pelos pontos dos pré-molares e incisivo. Quando se comparou a distorção desses triângulos em dados percentuais (Figuras 38, 39 e 40), verificou-se que o deslocamento em ambos os triângulos foi maior nas próteses com palato raso (0,36% - Triângulo Maior e 0,26% - Triângulo Menor). Esses resultados são comparados com o trabalho de Keenan et al (2003)²⁶ que encontraram alterações mínimas de 0,24% e máxima de 0,37%) e convergentes à teoria de Skinner (1962)⁴⁷ sobre a contração linear da resina de 0,5%.

Embora as alterações tenham se apresentado muito pequenas, devemos considerar que o dente pode movimentar

tridimensionalmente e como o padrão de alteração entre as próteses com palato profundo e raso são diferentes, uma avaliação no plano vertical pode sugerir resultados interessantes, inclusive quanto à inclinação dos molares, pois, segundo Rizzatti-Barbosa e Dallari (1996)⁴⁰ a modificação da inclinação dos molares compromete a individualização da curva de compensação das próteses.

Portanto, o bom desempenho clínico das próteses não é somente verificado através do deslocamento dos dentes artificiais durante o processamento e os que desdém essas alterações, negligenciam que a estabilidade não é o único fator e sim a oclusão que é o anseio do paciente, de modo que falhas durante o processamento das próteses levam, invariavelmente, à prejuízos no tratamento do edentulismo total.

7



Considerando as limitações do estudo e baseado nos resultados obtidos concluiu-se que:

- ✓ Todos os grupos estudados mostraram alterações na posição dos dentes artificiais em maior ou menor grau.
- ✓ A interação dos fatores (forma do palato x tipo de polimerização x material de inclusão) não apresentou diferença estatisticamente significativa em nível de 5%.
- ✓ Independentemente, a variável profundidade do palato mostrou diferença estatisticamente significativa, apontando a maior movimentação dos dentes para as próteses confeccionadas sobre o padrão raso.
- ✓ O método de polimerização em banho de água quente não apresentou diferença estatisticamente significativa em relação ao método de polimerização em microondas
- ✓ O tipo de material de revestimento influenciou no resultado das alterações dentais, mostrando diferença estatisticamente significativa entre o silicone em relação ao gesso pedra.
- ✓ As próteses com características de palato profundo apresentaram um padrão de expansão do perímetro da arcada, enquanto o palato raso apresentou contração para a maioria dos segmentos.

- ✓ Houve uma tendência dos segmentos maiores (A, B e C) em sofrer maiores distorções em relação aos segmentos menores (D, E e F).

R



REFERÊNCIAS

Referências*

1. ABUZAR, M. A.; JAMANI, K; ABUZAR, M. Tooth movement during processing of complete dentures and its relation to palatal form. **J. Prosthet. Dent.**, v. 73, n. 5, p. 445-449, May 1995.
2. ANTHONY, D. H.; PEYTON, F. A. Dimensional accuracy of various denture-base materials. **J. Prosthet. Dent.**, v. 12, n. 1, p. 67-81, Jan./Feb. 1962.
3. BARBOSA, D. B.; COMPAGNONI, M. A.; LELES, C. R. Changes in occlusal vertical dimension in microwave processing of complete dentures. **Braz. Dent. J.**, v. 13, n. 3, p. 197-200, 2002.
4. BARTOLONI, J. A.; MURCHISON, D. F.; WOFFORD, D. T.; SARKAR, N. K. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. **J. Oral Rehabil.**, v.27, n. 6, p. 488-493, Jun. 2000.
5. BECKER, C. M.; SMITH, D. E.; NICHOLLS, J. I. The comparison of denture-base processing techniques. Part II. Dimensional changes due to processing. **J. Prosthet. Dent.**, v. 37, n. 4, p. 451-459, Apr. 1977.
6. BOTEGA, D. M.; MACHADO, T. S.; MELLO, J. A. N.; GARCIA, R. C. M. R.; DEL BEL CURY, A. A. Polymerization time for a microwave-cured acrylic resin with multiple flasks. **Pesqui. Odontol. Bras.**, v. 18, n. 1, p. 23-28, Jan./Marc. 2004.

7. BRAUN, K. O.; RODRIGUES-GARCIA, R. C. M.; RIZZATTI-BARBOSA, C. M.; DEL BEL CURY, A. A. Alteração dimensional linear de resinas para bases de próteses polimerizadas com microondas. **Pesqui. Odontol. Bras.**, v. 14, n. 3, p. 278-282, Jul./Set. 2000.
8. CHEN, J. C.; LACEFIELD, W. R.; CASTLEBERRY, D.J. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. **Dent. Mater.**, v. 4, n. 1, p. 20-24, Feb., 1988.
9. CÓLON, A.; KOTWAL, K.; MANGELSDORFF, A. D. Analysis of the posterior palatal seal and the palatal form as related to the retention of complete dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v. 47, n. 1, p. 23-27, Jan. 1982.
10. COMPAGNONI, M. A. **Alteração da dimensão vertical nas bases de dentaduras completas: estudo comparativo entre duas técnicas de isolamento de gesso durante a inclusão**. Bauru, 1981. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
11. COMPAGNONI, M. A.; BARBOSA, D. B.; SOUZA, R. F.; PERO, A. C. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. **J. Prosthet. Dent.**, v. 91, n. 3, p. 281-285, Mar. 2004.

12. DE CLERK, J. P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, v. 57, n. 5. p. 650-658, May 1987.
13. DOMITTI, S. S.; ARIOLI FILHO, J. N.; CONSANI, S. Alterações dentais ocorridas na confecção das próteses totais superiores. **Rev. Odontol. UNESP**, v. 27, n. 2, p. 427-435, Jul./Dez. 1998.
14. DUKES, B.S.; FIELDS, H. Jr.; MORRIS, J.C.; JEWELL, A. A comparative study of changes in vertical dimension of occlusion using different investing mediuns. **J. Prosthet. Dent.**, v. 49, n. 4, p. 568-671, Apr. 1983.
15. EL GHAZALI, S.; GLANTZ, P. O.; STRANDMAN, E.; RANDOW, K. On the clinical deformation of maxillary complete dentures: influence of denture-base design and shape of denture-bearing tissue. **Acta Odontol. Scand.**, v. 47, n. 2, p. 69-76, Apr. 1989.
16. ELLIS, G. Kallodent. **Br. Dent. J.**, v. 62, p. 523-528, 1937 apud CHEN, J. C.; LACEFIELD, W. R.; CASTLEBERRY, D.J. Effect of denture thickness and curing cicle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. **Dent. Mater.**, v. 4, n. 1, p. 20-24, Feb., 1988.
17. GANZAROLLI, S. M.; RACHED, R. N.; GARCIA, R. C. M. R.; DEL BEL CURY, A. A. Effect of cooling procedure on final denture base adaptation. **J. Oral Rehabil.**, v. 29, n. 8, p. 787-790, Aug. 2002.

18. GENNARI-FILHO, H.; MARTINS, F. ROCHA, E. P.; ASSUNÇÃO, W. G. Estudo comparativo da inclusão de próteses totais superiores com gesso e barreira de silicone com cobertura total e parcial. **Rev. Assoc. Bras. Odontol.**, v. 13, n. 2, p. 103-109, Abr./Maio 2005.
19. GENNARI-FILHO, H.; VEDOVATTO, E.; LAZARI, J. A. B.; ASSUNÇÃO, W. G.; SHIBAYAMA, R. Avaliação comparativa da posição relativa dos dentes artificiais entre três métodos de inclusão de próteses totais polimerizadas em banho de água quente. **Cienc. Odontol. Bras.**, v. 6, n. 4, p. 32-40, Out./Dez. 2003a.
20. GENNARI-FILHO, H.; VEDOVATTO, E.; LAZARI, J. A. B.; ASSUNÇÃO, W. G.; SHIBAYAMA, R. Avaliação comparativa entre três métodos de inclusão de próteses totais polimerizadas pela energia de microondas. **Rev. Odontol. Araçatuba**, v. 24, n. 2, p. 09-16, Ago./Dez. 2003b.
21. GOIATO, M. C.; AMANTÉA, D. C. Z.; VEDOVATTO, E.; GENNARI-FILHO, H.; ASSUNÇÃO, W. G.; SANTOS, D. M. Estudo comparativo entre duas resinas acrílicas e dois silicones utilizados para o processamento de próteses totais através da análise bidimensional da posição dos dentes artificiais. **Cienc. Odontol. Bras.**, v. 8, n. 2, p. 60-69, Abr./Jun. 2005.
22. GOMES, F. P. **Curso de estatística experimental**. 14^a ed. Piracicaba: USP, 2000. p. 40-44.

23. HARRISON, A.; HUGGET, R.; ZISSIS, A. Measurements of dimensional accuracy using linear and scanning profile techniques. **Int. J. Prosthodont.**, v. 5, n. 1, p. 68-72, Jan./Feb. 1992.
24. JAMANI, K. D.; MOLIGODA ABUZAR, M. A. Effect of denture thickness on tooth movement during processing of complete dentures. **J. Oral Rehabil.**, v. 25, n. 9, p. 725-729, Sep. 1998.
25. JOHNSON, D. L.; HOLT, R. A.; DUNCANSON, M. G. Jr.; Contours of the edentulous palate. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 113, n. 1, p. 35-40, Jul. 1986.
26. KEENAN, P. L. J.; RADFORD, D. R.; CLARK, R. K. F. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. **J. Prosthet. Dent.**, v. 89, n. 1, p. 37-44, Jan. 2003.
27. KIMPARA, E. T.; TAMAKI, S. T.; HVANOV, Z. V.; TAMAKI, T. Efeito das alterações da cera rosa nº 7 na montagem de dentes. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v. 9, n. 4, p. 285-291, Out./Dez. 1995.
28. KOMIYAMA, O.; KAWARA, M. Stress relaxation of heat-activated acrylic denture base resin in the mold after processing. **J. Prosthet. Dent.**, v. 79, n. 2, p. 175-181, Feb. 1998.
29. LAUGHLIN, G. A.; EICK, J. D.; GLAROS, A. G.; YOUNG, L.; MOORE, D. J. A comparison of palatal adaptation in acrylic resin denture bases

- using conventional and anchored polymerization techniques. **J. Prosthodont.**, v. 10, n. 1, p. 204-211, Dec. 2001.
30. MACHADO, A. L.; VERGANI, C. E.; GIAMPAOLO, E. T.; PAVARINA, A. C. Effect of a heat-treatment on the linear dimensional change of a hard chairside reline resin. **J. Prosthet. Dent.**, v. 88, n. 6, p. 611-615, Dec. 2002.
31. MAHLER, D. B. Inarticulation of complete denture processed by compression molding technique. **J. Prosthet. Dent.**, v. 1, n. 5, p. 551-559, Sep. 1951.
32. MAINIERI, E. T.; BOONE, M. E.; POTTER, R. H. Tooth movement and dimensional change of denture base materials using two investment methods. **J. Prosthet. Dent.**, v. 44, n. 4, p. 368-373, Oct. 1980.
33. MARCROFT, K. R.; TENCATE, R. L.; HURST, W. W. Use of a layered silicone rubber mold technique for denture processing. **J. Prosthet. Dent.**, v. 11, n. 4, p. 657-664, Jul./Aug. 1961.
34. NELSON, M. W.; KOTWAL, K. R.; SEVEDGE, S. R. Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v. 65, n. 2, p. 306-308, Feb 1991.
35. NIKOUKARI, H. A study of posterior palatal seals with varying palatal forms. **J. Prosthet. Dent.**, v. 34, n. 6, p. 605-613, Dec. 1975.

36. NISHI, M. Curing of denture base resins with microwave irradiation with particular reference to heat curing resins. **J. Osaka Dent.**, v. 2, n. 1, p. 23-40, Feb. 1968.
37. POLYCHRONAKIS, N.; YANNIKAKIS, S.; ZISSIS, A. A clinical 5-year longitudinal study on the dimensional changes of complete maxillary dentures. **Int. J. Prosthodont.**, v. 16, n. 1, p. 78-81, Jan./Feb. 2003.
38. POW, E. H. N.; CHOW, T. W.; CLARK, R. K. F. Linear dimensional change of heat-cured acrylic resin complete dentures after relining and rebase. **J. Prosthet. Dent.**, v. 80, n. 2, p. 238-245, Aug. 1998.
39. PROMBONAS, A.; VLISSIDIS, D. Effects of the position of artificial teeth and load levels on stress in the complete maxillary denture. **J. Prosthet. Dent.**, v. 88, n. 4, p. 415-422, Oct. 2002.
40. RIZZATTI-BARBOSA, C. M.; DALLARI, A. Alterações oclusais da prótese total antes e após sua polimerização. **RGO**, v. 44, n. 2, p. 83-86, Mar./Abr. 1996.
41. ROCHA, E. P.; ARCHANGELO, C. M.; MARTIN JÚNIOR, M.; SANTOS, P. H.; PELLIZZER, E. P. Uso do programa AutoCAD como dispositivo para mensuração de distâncias lineares. **Braz. Oral Res.**, v. 18, supl., p.178, Sep. 2004.
42. SADAMORI, S.; GANEFYANTI, T.; HAMADA, T.; ARIMA, T. Influence of thickness and location on the residual monomer content

- of denture base cured by three processing methods. **J. Prosthet. Dent.**, v. 72, n. 1, p. 19-22, Jul., 1994.
43. SCHNEIDER, R. L.; CURTIS, E. R.; CLANCY, J. M. S. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. **J. Prosthet. Dent.**, v. 88, n. 2, p. 145-150, Aug. 2002.
44. SHIBAYAMA, R. **Análise da variação da posição relativa dos dentes artificiais durante o processamento de próteses totais superiores mensurada por computação gráfica.** Araçatuba, 2002. 129f. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba.
45. SIDHAYE, A. B.; MASTER, S. B. Efficacy of remount procedures using masticatory performance tests. **J. Prosthet. Dent.**, v. 42, n. 2, p. 129-133, Feb. 1979.
46. SINCLAIR G. F.; CLARK R. K. F. Dimensional change in dentures processed in silicone and stone moulds. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.**, v. 10, n. 1, p. 43-45, Mar. 2002.
47. SKINNER, E. W. **A ciência dos materiais odontológicos.** 2ªed. São Paulo: Ateneu, 1962. 811p.
48. SKINNER, E. W. Acrylic an appraisal of their use in dentistry. **J. Amer. Dent. Ass.**, v. 39, n. 3, p. 261-268, Dec. 1949.

49. SYKORA, O.; SUTOW, E. J. Posterior palatal seal adaptation: influence of a high expansion stone. **J. Oral Rehabil.**, v. 23, n. 5, p. 342-345, May, 1996.
50. SYKORA, O.; SUTOW, E. J. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. **J. Oral Rehabil.**, v. 20, n. 1, p. 19-31, Jan. 1993.
51. TUCKER, K. M.; FREEMAN, B. J. The effect of investing material on processing changes in complete dentures. *J. Prosthet. Dent.*, v. 25, n. 3, p. 206-210, Feb 1971.
52. WESLEY, R. C.; HENDERSON, D.; FRAZIER, Q. Z.; RAYSON, J. H.; ELLINGER, C. W.; LUTES, M. R. et al. Processing Changes in complete dentures: posterior tooth contacts and pin opening. *J. Prosthet. Dent.*, v. 29, n. 1, p. 206-210, Jan. 1973
53. YANNIKAKIS, S.; ZISSIS, A.; POLYZOIS, G.; ANDREOPOULOS, A. Evaluation of porosity in microwave-processed acrylic resin using a photographic method. **J. Prosthet. Dent.**, v. 87, n. 6, p. 613-619, Jun. 2002.
54. YAU, W. F. E.; CHENG, Y. Y.; CLARK, R. K. F.; CHOW, T. W. Pressure and temperature changes in heat-cured acrylic resin during processing. **Dent. Mater.**, v. 18, n. 8, p. 622-629, Dec. 2002.

55. ZISSIS, A.; HUGGET R.; HARRISON A. Measurement methods used for the determination of dimensional accuracy and stability of denture base materials. **J. Dent.**, v. 19, n. 4, p. 199-206, Aug. 1991.

A

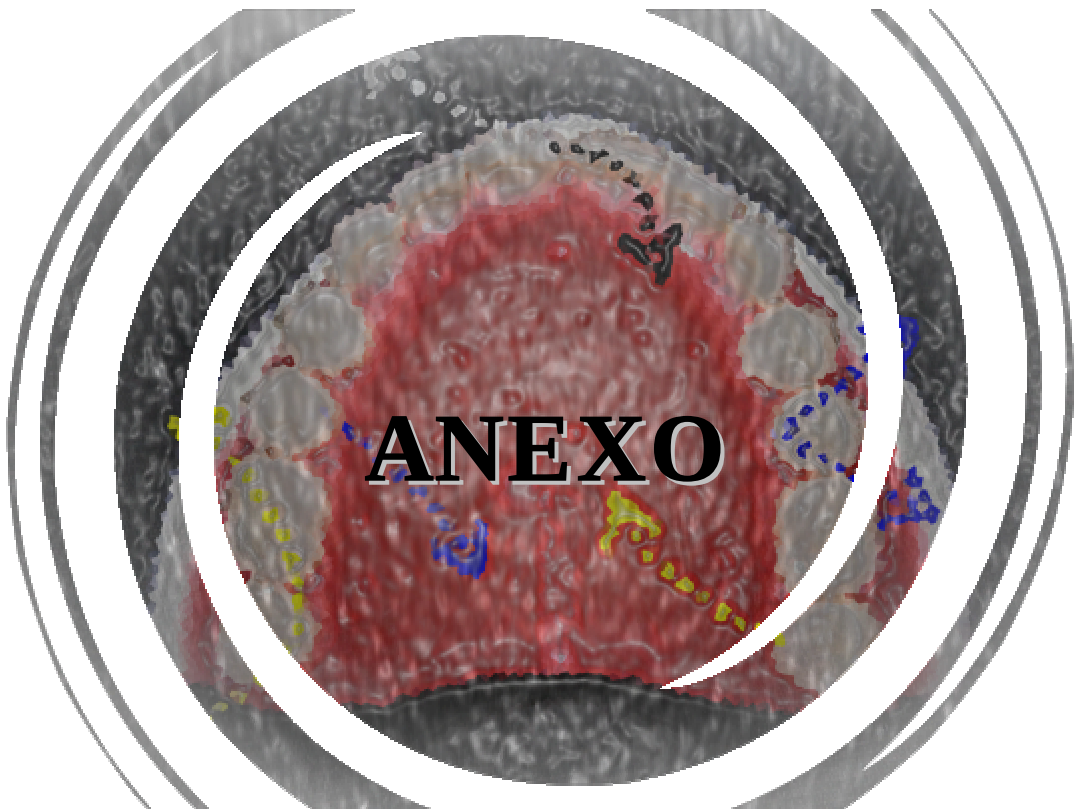


TABELA 8 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PMS (Palato profundo/Microondas/Silicone), antes do processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
PMS1	m1	3,669	4,046	4,047	3,343	2,527	2,685
	m2	3,628	4,000	4,001	3,305	2,498	2,654
	m3	3,648	4,023	4,024	3,324	2,513	2,669
	Média	3,6483	4,0230	4,0240	3,3240	2,5127	2,6693
PMS2	m1	3,653	4,025	4,034	3,331	2,522	2,701
	m2	3,655	4,027	4,036	3,32	2,493	2,702
	m3	3,657	4,029	4,038	3,324	2,495	2,703
	Média	3,6550	4,0270	4,0360	3,3250	2,5033	2,7020
PMS3	m1	3,655	4,033	4,025	3,314	2,527	2,675
	m2	3,652	4,027	4,023	3,308	2,518	2,677
	m3	3,652	4,033	4,021	3,311	2,525	2,672
	Média	3,6530	4,0310	4,0230	3,3110	2,5233	2,6747
PMS4	m1	3,648	4,023	4,049	3,32	2,507	2,688
	m2	3,658	4,032	4,048	3,318	2,51	2,687
	m3	3,629	4,003	4,02	3,297	2,489	2,67
	Média	3,6450	4,0193	4,0390	3,3117	2,5020	2,6817
PMS5	m1	3,652	4,052	4,066	3,326	2,506	2,713
	m2	3,651	4,041	4,058	3,319	2,499	2,715
	m3	3,616	4,003	4,02	3,283	2,471	2,682
	Média	3,6397	4,0320	4,0480	3,3093	2,4920	2,7033
PMS6	m1	3,667	4,068	4,085	3,347	2,544	2,722
	m2	3,647	4,043	4,058	3,33	2,528	2,702
	m3	3,624	4,019	4,034	3,299	2,503	2,686
	Média	3,6460	4,0433	4,0590	3,3253	2,5250	2,7033
PMS7	m1	3,658	4,037	4,016	3,365	2,501	2,711
	m2	3,656	4,036	4,014	3,369	2,504	2,709
	m3	3,656	4,035	4,014	3,363	2,5	2,709
	Média	3,6567	4,0360	4,0147	3,3657	2,5017	2,7097
GERAL PMS	m1	3,6574	4,0406	4,0460	3,3351	2,5191	2,6993
	m2	3,6496	4,0294	4,0340	3,3241	2,5071	2,6923
	m3	3,6403	4,0207	4,0244	3,3144	2,4994	2,6844
	Média GERAL	3,6491	4,0302	4,0348	3,3246	2,5086	2,6920
Desvio Padrão		0,0061	0,0081	0,0155	0,0195	0,0122	0,0163

TABELA 9 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PMS (Palato profundo/Microondas/Silicone), após do processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
PMS1	m1	3,687	4,103	4,064	3,331	2,594	2,686
	m2	3,668	4,085	4,044	3,315	2,581	2,675
	m3	3,687	4,104	4,065	3,330	2,591	2,688
	Médias	3,6807	4,0973	4,0577	3,3253	2,5887	2,6830
PMS2	m1	3,689	4,012	4,037	3,352	2,520	2,707
	m2	3,665	3,986	4,011	3,331	2,506	2,689
	m3	3,687	4,010	4,036	3,352	2,520	2,707
	Médias	3,6803	4,0027	4,0280	3,3450	2,5153	2,7010
PMS3	m1	3,657	3,988	3,998	3,310	2,494	2,658
	m2	3,657	3,985	3,994	3,309	2,493	2,650
	m3	3,675	4,008	4,018	3,326	2,507	2,671
	Médias	3,6630	3,9937	4,0033	3,3150	2,4980	2,6597
PMS4	m1	3,649	3,995	4,013	3,318	2,492	2,675
	m2	3,627	3,971	3,992	3,301	2,475	2,656
	m3	3,629	3,970	3,990	3,300	2,476	2,656
	Médias	3,6350	3,9787	3,9983	3,3063	2,4810	2,6623
PMS5	m1	3,650	4,027	4,029	3,329	2,487	2,701
	m2	3,639	4,020	4,010	3,312	2,479	2,688
	m3	3,632	4,006	4,007	3,305	2,479	2,686
	Médias	3,6403	4,0177	4,0153	3,3153	2,4817	2,6917
PMS6	m1	3,669	4,039	4,050	3,341	2,522	2,702
	m2	3,636	4,001	4,012	3,309	2,499	2,677
	m3	3,650	4,014	4,028	3,323	2,509	2,688
	Médias	3,6517	4,0180	4,0300	3,3243	2,5100	2,6890
PMS7	m1	3,645	4,01	3,998	3,352	2,495	2,694
	m2	3,645	4,008	3,996	3,352	2,493	2,693
	m3	3,664	4,031	4,019	3,369	2,508	2,708
	Médias	3,6513	4,0163	4,0043	3,3577	2,4987	2,6983
GERAL PMS	m1	3,6637	4,0249	4,0270	3,3333	2,5149	2,6890
	m2	3,6481	4,0080	4,0084	3,3184	2,5037	2,6754
	m3	3,6606	4,0204	4,0233	3,3293	2,5129	2,6863
	Média GERAL	3,6575	4,0178	4,0196	3,3270	2,5105	2,6836
Desvio Padrão		0,0181	0,0380	0,0208	0,0182	0,0368	0,0165

TABELA 10 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PMG (Palato profundo/Microondas/Gesso), antes do processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
PMG1	m1	3,667	4,024	4,041	3,307	2,499	2,717
	m2	3,649	4,017	4,026	3,297	2,494	2,708
	m3	3,675	4,034	4,051	3,320	2,508	2,727
	Médias	3,6637	4,0250	4,0393	3,3080	2,5003	2,7173
PMG2	m1	3,622	4,021	4,042	3,285	2,503	2,683
	m2	3,603	4,011	4,033	3,266	2,499	2,677
	m3	3,626	4,029	4,049	3,287	2,511	2,689
	Médias	3,6170	4,0203	4,0413	3,2793	2,5043	2,6830
PMG3	m1	3,656	4,055	4,050	3,300	2,499	2,695
	m2	3,647	4,045	4,039	3,292	2,495	2,688
	m3	3,663	4,057	4,064	3,313	2,508	2,704
	Médias	3,6553	4,0523	4,0510	3,3017	2,5007	2,6957
PMG4	m1	3,662	4,026	4,041	3,296	2,506	2,669
	m2	3,653	4,016	4,035	3,291	2,504	2,659
	m3	3,653	4,014	4,033	3,290	2,504	2,659
	Médias	3,6560	4,0187	4,0363	3,2923	2,5047	2,6623
PMG5	m1	3,700	4,039	4,056	3,305	2,501	2,699
	m2	3,680	4,017	4,034	3,287	2,485	2,685
	m3	3,660	3,995	4,012	3,271	2,473	2,671
	Médias	3,6800	4,0170	4,0340	3,2877	2,4863	2,6850
PMG6	m1	3,644	4,025	4,024	3,293	2,497	2,680
	m2	3,646	4,027	4,025	3,294	2,498	2,681
	m3	3,645	4,025	4,024	3,293	2,497	2,680
	Médias	3,6450	4,0257	4,0243	3,2933	2,4973	2,6803
PMG7	m1	3,671	4,069	4,049	3,353	2,522	2,734
	m2	3,650	4,046	4,024	3,333	2,509	2,718
	m3	3,669	4,066	4,047	3,351	2,520	2,733
	Médias	3,6633	4,0603	4,0400	3,3457	2,5170	2,7283
GERAL PMG	m1	3,6603	4,0370	4,0433	3,3056	2,5039	2,6967
	m2	3,6469	4,0256	4,0309	3,2943	2,4977	2,6880
	m3	3,6559	4,0314	4,0400	3,3036	2,5030	2,6947
	Média GERAL	3,6543	4,0313	4,0380	3,3011	2,5015	2,6931
Desvio Padrão		0,0196	0,0175	0,0081	0,0217	0,0092	0,0228

TABELA 11 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PMG (Palato profundo/Microondas/Gesso), após o processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
PMG1	m1	3,660	4,018	4,035	3,310	2,497	2,712
	m2	3,650	4,007	4,018	3,297	2,491	2,699
	m3	3,644	4,000	4,017	3,296	2,486	2,701
	Médias	3,6513	4,0083	4,0233	3,3010	2,4913	2,7040
PMG2	m1	3,648	4,045	4,073	3,315	2,523	2,707
	m2	3,614	4,005	4,031	3,281	2,498	2,679
	m3	3,652	4,049	4,077	3,317	2,525	2,709
	Médias	3,6380	4,0330	4,0603	3,3043	2,5153	2,6983
PMG3	m1	3,693	4,097	4,093	3,331	2,539	2,733
	m2	3,654	4,044	4,032	3,297	2,506	2,688
	m3	3,691	4,095	4,091	3,330	2,538	2,731
	Médias	3,6793	4,0787	4,0720	3,3193	2,5277	2,7173
PMG4	m1	3,708	4,053	4,070	3,328	2,524	2,687
	m2	3,665	4,009	4,034	3,297	2,497	2,666
	m3	3,664	4,008	4,034	3,296	2,497	2,664
	Médias	3,6790	4,0233	4,0460	3,3070	2,5060	2,6723
PMG5	m1	3,702	4,039	4,045	3,309	2,499	2,699
	m2	3,665	3,993	3,997	3,273	2,472	2,662
	m3	3,665	3,993	3,997	3,274	2,472	2,662
	Médias	3,6773	4,0083	4,0130	3,2853	2,4810	2,6743
PMG6	m1	3,666	4,020	4,051	3,309	2,503	2,686
	m2	3,655	4,010	4,037	3,299	2,496	2,678
	m3	3,652	4,006	4,036	3,299	2,495	2,678
	Médias	3,6577	4,0120	4,0413	3,3023	2,4980	2,6807
PMG7	m1	3,659	4,057	4,033	3,357	2,516	2,733
	m2	3,638	4,031	4,007	3,318	2,490	2,714
	m3	3,679	4,079	4,055	3,377	2,529	2,748
	Médias	3,6587	4,0557	4,0317	3,3507	2,5117	2,7317
GERAL PMG	m1	3,6766	4,0470	4,0571	3,3227	2,5144	2,7081
	m2	3,6487	4,0141	4,0223	3,2946	2,4929	2,6837
	m3	3,6639	4,0329	4,0439	3,3127	2,5060	2,6990
	Média GERAL	3,6630	4,0313	4,0411	3,3100	2,5044	2,6970
Desvio Padrão		0,0160	0,0269	0,0206	0,0205	0,0157	0,0226

TABELA 12 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PCS (Palato profundo/Convencional/Silicone), antes do processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
PCS1	m1	3,668	4,075	4,038	3,375	2,598	2,694
	m2	3,650	4,054	4,017	3,358	2,584	2,680
	m3	3,669	4,075	4,039	3,376	2,598	2,695
	Médias	3,6623	4,0680	4,0313	3,3697	2,5933	2,6897
PCS2	m1	3,656	4,032	4,046	3,316	2,518	2,702
	m2	3,665	4,026	4,043	3,130	2,512	2,701
	m3	3,658	4,024	4,039	3,312	2,510	2,701
	Médias	3,6597	4,0273	4,0427	3,2527	2,5133	2,7013
PCS3	m1	3,681	4,032	4,072	3,330	2,527	2,712
	m2	3,663	4,022	4,052	3,314	2,514	2,701
	m3	3,682	4,044	4,074	3,332	2,528	2,714
	Médias	3,6753	4,0327	4,0660	3,3253	2,5230	2,7090
PCS4	m1	3,635	4,030	4,033	3,291	2,517	2,696
	m2	3,616	4,008	4,011	3,278	2,508	2,685
	m3	3,631	4,026	4,033	3,293	2,523	2,688
	Médias	3,6273	4,0213	4,0257	3,2873	2,5160	2,6897
PCS5	m1	3,651	4,048	4,073	3,329	2,510	2,711
	m2	3,638	4,029	4,050	3,317	2,499	2,693
	m3	3,650	4,044	4,068	3,328	2,508	2,710
	Médias	3,6463	4,0403	4,0637	3,3247	2,5057	2,7047
PCS6	m1	3,641	4,050	4,045	3,308	2,524	2,698
	m2	3,620	4,021	4,017	3,289	2,504	2,678
	m3	3,624	4,028	4,024	3,292	2,507	2,682
	Médias	3,6283	4,0330	4,0287	3,2963	2,5117	2,6860
PCS7	m1	3,667	4,065	4,072	3,314	2,547	2,715
	m2	3,650	4,043	4,051	3,301	2,533	2,703
	m3	3,666	4,065	4,071	3,313	2,547	2,710
	Médias	3,6610	4,0577	4,0647	3,3093	2,5423	2,7093
GERAL PCS	m1	3,6570	4,0474	4,0541	3,3233	2,5344	2,7040
	m2	3,6431	4,0290	4,0344	3,2839	2,5220	2,6916
	m3	3,6543	4,0437	4,0497	3,3209	2,5316	2,7000
	Média GERAL	3,6515	4,0400	4,0461	3,3093	2,5293	2,6985
Desvio Padrão		0,0182	0,0169	0,0183	0,0365	0,0306	0,0099

TABELA 13 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PCS (Palato profundo/Convencional/Silicone), após o processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
PCS1	m1	3,630	4,048	4,002	3,336	2,583	2,667
	m2	3,611	4,026	3,981	3,317	2,568	2,653
	m3	3,648	4,067	4,021	3,351	2,595	2,680
	Médias	3,6297	4,0470	4,0013	3,3347	2,5820	2,6667
PCS2	m1	3,639	4,019	4,032	3,311	2,513	2,690
	m2	3,623	4,001	4,014	3,299	2,505	2,678
	m3	3,640	4,015	4,033	3,312	2,513	2,691
	Médias	3,6340	4,0117	4,0263	3,3073	2,5103	2,6863
PCS3	m1	3,672	4,016	4,057	3,329	2,514	2,705
	m2	3,650	3,992	4,035	3,309	2,499	2,689
	m3	3,689	4,035	4,075	3,344	2,526	2,718
	Médias	3,6703	4,0143	4,0557	3,3273	2,5130	2,7040
PCS4	m1	3,654	4,059	4,056	3,318	2,543	2,712
	m2	3,636	4,039	4,035	3,298	2,529	2,699
	m3	3,635	4,037	4,033	3,296	2,527	2,697
	Médias	3,6417	4,0450	4,0413	3,3040	2,5330	2,7027
PCS5	m1	3,648	4,040	4,056	3,338	2,510	2,711
	m2	3,629	4,020	4,034	3,319	2,497	2,699
	m3	3,638	4,021	4,037	3,318	2,500	2,702
	Médias	3,6383	4,0270	4,0423	3,3250	2,5023	2,7040
PCS6	m1	3,638	4,088	4,074	3,313	2,546	2,719
	m2	3,602	4,046	4,033	3,280	2,520	2,691
	m3	3,603	4,046	4,033	3,283	2,519	2,694
	Médias	3,6143	4,0600	4,0467	3,2920	2,5283	2,7013
PCS7	m1	3,705	4,109	4,109	3,367	2,578	2,750
	m2	3,664	4,060	4,064	3,333	2,548	2,729
	m3	3,704	4,107	4,108	3,367	2,573	2,749
	Médias	3,6910	4,0920	4,0937	3,3557	2,5663	2,7427
GERAL PCS	m1	3,6551	4,0541	4,0551	3,3303	2,5410	2,7077
	m2	3,6307	4,0263	4,0280	3,3079	2,5237	2,6911
	m3	3,6510	4,0469	4,0486	3,3244	2,5361	2,7044
	Média GERAL	3,6456	4,0424	4,0439	3,3209	2,5336	2,7011
Desvio Padrão		0,0262	0,0282	0,0281	0,0215	0,0300	0,0229

TABELA 14 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PCG (Palato profundo/Convencional/Gesso), antes do processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
PCG1	m1	3,648	4,023	4,038	3,277	2,505	2,684
	m2	3,628	4,004	4,018	3,265	2,490	2,674
	m3	3,670	4,047	4,062	3,297	2,516	2,701
	Médias	3,6487	4,0247	4,0393	3,2797	2,5037	2,6863
PCG2	m1	3,617	4,001	4,031	3,306	2,516	2,675
	m2	3,596	3,977	4,007	3,285	2,502	2,659
	m3	3,611	3,998	4,031	3,301	2,513	2,674
	Médias	3,6080	3,9920	4,0230	3,2973	2,5103	2,6693
PCG3	m1	3,644	4,040	4,062	3,318	2,519	2,720
	m2	3,600	3,986	4,008	3,277	2,484	2,677
	m3	3,623	4,006	4,038	3,299	2,504	2,699
	Médias	3,6223	4,0107	4,0360	3,2980	2,5023	2,6987
PCG4	m1	3,653	4,038	4,066	3,290	2,532	2,688
	m2	3,636	4,017	4,044	3,272	2,519	2,673
	m3	3,642	4,025	4,048	3,279	2,523	2,679
	Médias	3,6437	4,0267	4,0527	3,2803	2,5247	2,6800
PCG5	m1	3,664	4,052	4,058	3,310	2,548	2,718
	m2	3,646	4,033	4,039	3,290	2,528	2,709
	m3	3,646	4,034	4,038	3,289	2,530	2,700
	Médias	3,6520	4,0397	4,0450	3,2963	2,5353	2,7090
PCG6	m1	3,665	4,044	4,055	3,335	2,511	2,705
	m2	3,654	4,025	4,045	3,328	2,495	2,701
	m3	3,654	4,027	4,044	3,329	2,493	2,701
	Médias	3,6577	4,0320	4,0480	3,3307	2,4997	2,7023
PCG7	m1	3,670	4,064	4,085	3,329	2,546	2,726
	m2	3,653	4,044	4,063	3,312	2,533	2,712
	m3	3,670	4,063	4,084	3,329	2,546	2,727
	Médias	3,6643	4,0570	4,0773	3,3233	2,5417	2,7217
GERAL PCG	m1	3,6516	4,0374	4,0564	3,3093	2,5253	2,7023
	m2	3,6304	4,0123	4,0320	3,2899	2,5073	2,6864
	m3	3,6451	4,0286	4,0493	3,3033	2,5179	2,6973
	Média GERAL	3,6424	4,0261	4,0459	3,3008	2,5168	2,6953

TABELA 15 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo PCG (Palato profundo/Convencional/Gesso), após o processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
PCG1	m1	3,674	4,040	4,067	3,304	2,520	2,710
	m2	3,652	4,016	4,047	3,284	2,505	2,694
	m3	3,691	4,060	4,086	3,319	2,533	2,723
	Médias	3,6723	4,0387	4,0667	3,3023	2,5193	2,7090
PCG2	m1	3,641	4,036	4,068	3,324	2,537	2,702
	m2	3,617	4,007	4,043	3,305	2,523	2,690
	m3	3,638	4,029	4,066	3,323	2,537	2,705
	Médias	3,6320	4,0240	4,0590	3,3173	2,5323	2,6990
PCG3	m1	3,630	4,012	4,040	3,302	2,495	2,696
	m2	3,624	4,004	4,025	3,291	2,491	2,684
	m3	3,660	4,044	4,073	3,329	2,515	2,719
	Médias	3,6380	4,0200	4,0460	3,3073	2,5003	2,6997
PCG4	m1	3,654	4,031	4,050	3,283	2,520	2,685
	m2	3,634	4,008	4,029	3,268	2,506	2,670
	m3	3,647	4,020	4,040	3,273	2,512	2,676
	Médias	3,6450	4,0197	4,0397	3,2747	2,5127	2,6770
PCG5	m1	3,670	4,044	4,056	3,306	2,536	2,717
	m2	3,633	4,004	4,015	3,275	2,512	2,692
	m3	3,660	4,034	4,045	3,300	2,531	2,715
	Médias	3,6543	4,0273	4,0387	3,2937	2,5263	2,7080
PCG6	m1	3,669	4,047	4,056	3,348	2,515	2,701
	m2	3,631	4,005	4,015	3,313	2,489	2,673
	m3	3,649	4,025	4,035	3,329	2,506	2,687
	Médias	3,6497	4,0257	4,0353	3,3300	2,5033	2,6870
PCG7	m1	3,702	4,085	4,106	3,333	2,539	2,740
	m2	3,665	4,045	4,065	3,300	2,514	2,715
	m3	3,703	4,087	4,107	3,334	2,540	2,741
	Médias	3,6900	4,0723	4,0927	3,3223	2,5310	2,7320
GERAL PCG	m1	3,6629	4,0421	4,0633	3,3143	2,5231	2,7073
	m2	3,6366	4,0127	4,0341	3,2909	2,5057	2,6883
	m3	3,6640	4,0427	4,0646	3,3153	2,5249	2,7094
Média GERAL		3,6545	4,0325	4,0540	3,3068	2,5179	2,7017
Desvio Padrão		0,0203	0,0187	0,0205	0,0188	0,0129	0,0176

TABELA 16 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RMS (Palato raso/Microondas/Silicone), antes do processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
RMS1	m1	3,671	4,034	4,064	3,344	2,540	2,711
	m2	3,642	4,002	4,032	3,309	2,515	2,686
	m3	3,652	4,014	4,043	3,318	2,523	2,693
	Médias	3,6550	4,0167	4,0463	3,3237	2,5260	2,6967
RMS2	m1	3,654	4,000	4,023	3,283	2,490	2,664
	m2	3,678	4,026	4,048	3,304	2,506	2,681
	m3	3,670	4,016	4,039	3,296	2,500	2,674
	Médias	3,6673	4,0140	4,0367	3,2943	2,4987	2,6730
RMS3	m1	3,652	4,034	4,042	3,347	2,500	2,702
	m2	3,625	4,003	4,020	3,328	2,486	2,687
	m3	3,639	4,021	4,040	3,345	2,498	2,700
	Médias	3,6387	4,0193	4,0340	3,3400	2,4947	2,6963
RMS4	m1	3,681	4,055	4,050	3,343	2,554	2,686
	m2	3,654	4,030	4,018	3,324	2,534	2,674
	m3	3,655	4,032	4,020	3,325	2,535	2,671
	Médias	3,6633	4,0390	4,0293	3,3307	2,5410	2,6770
RMS5	m1	3,690	4,022	4,074	3,339	2,522	2,706
	m2	3,692	4,023	4,076	3,340	2,523	2,707
	m3	3,658	3,986	4,034	3,310	2,500	2,683
	Médias	3,6800	4,0103	4,0613	3,3297	2,5150	2,6987
RMS6	m1	3,670	4,053	4,032	3,324	2,504	2,683
	m2	3,651	4,032	4,011	3,308	2,492	2,670
	m3	3,647	4,024	4,007	3,303	2,485	2,662
	Médias	3,6560	4,0363	4,0167	3,3117	2,4937	2,6717
RMS7	m1	3,662	4,070	4,057	3,351	2,512	2,708
	m2	3,622	4,025	4,013	3,313	2,484	2,678
	m3	3,614	4,014	3,991	3,298	2,473	2,663
	Médias	3,6327	4,0363	4,0203	3,3207	2,4897	2,6830
GERAL RMS	m1	3,6686	4,0383	4,0489	3,3330	2,5174	2,6943
	m2	3,6520	4,0201	4,0311	3,3180	2,5057	2,6833
	m3	3,6479	4,0153	4,0249	3,3136	2,5020	2,6780
	Média GERAL	3,6561	4,0246	4,0350	3,3215	2,5084	2,6852
Desvio Padrão		0,0164	0,0122	0,0153	0,0149	0,0194	0,0118

TABELA 17 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RMS (Palato raso/Microondas/Silicone), após o processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
RMS1	m1	3,688	3,992	4,030	3,357	2,518	2,688
	m2	3,658	3,960	3,997	3,335	2,499	2,669
	m3	3,689	3,993	4,030	3,363	2,519	2,692
	Médias	3,6783	3,9817	4,0190	3,3517	2,5120	2,6830
RMS2	m1	3,699	4,016	4,018	3,306	2,508	2,671
	m2	3,669	3,984	3,985	3,279	2,492	2,650
	m3	3,702	4,020	4,021	3,309	2,510	2,674
	Médias	3,6900	4,0067	4,0080	3,2980	2,5033	2,6650
RMS3	m1	3,625	3,990	4,000	3,334	2,491	2,675
	m2	3,623	3,989	3,999	3,333	2,490	2,675
	m3	3,626	3,992	4,003	3,336	2,492	2,677
	Médias	3,6247	3,9903	4,0007	3,3343	2,4910	2,6757
RMS4	m1	3,693	4,001	4,005	3,348	2,518	2,668
	m2	3,662	3,966	3,971	3,319	2,505	2,645
	m3	3,650	3,954	3,959	3,309	2,497	2,637
	Médias	3,6683	3,9737	3,9783	3,3253	2,5067	2,6500
RMS5	m1	3,685	3,976	4,027	3,324	2,498	2,687
	m2	3,688	3,977	4,028	3,327	2,496	2,691
	m3	3,688	3,977	4,030	3,227	2,498	2,689
	Médias	3,6870	3,9767	4,0283	3,2927	2,4973	2,6890
RMS6	m1	3,657	4,018	4,013	3,328	2,506	2,684
	m2	3,634	3,996	3,990	3,309	2,491	2,669
	m3	3,635	3,998	3,991	3,311	2,493	2,671
	Médias	3,6420	4,0040	3,9980	3,3160	2,4967	2,6747
RMS7	m1	3,651	4,048	4,020	3,332	2,502	2,703
	m2	3,635	4,025	4,001	3,315	2,487	2,687
	m3	3,635	4,026	4,003	3,315	2,488	2,687
	Médias	3,6403	4,0330	4,0080	3,3207	2,4923	2,6923
GERAL RMS	m1	3,6711	4,0059	4,0161	3,3327	2,5059	2,6823
	m2	3,6527	3,9853	3,9959	3,3167	2,4943	2,6694
	m3	3,6607	3,9943	4,0053	3,3100	2,4996	2,6753
	Média GERAL	3,6615	3,9951	4,0058	3,3198	2,4999	2,6757
Desvio Padrão		0,0257	0,0210	0,0160	0,0203	0,0077	0,0146

TABELA 18 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RMG (Palato raso/Microondas/Gesso), antes do processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
RMG1	m1	3,642	3,998	4,021	3,316	2,502	2,694
	m2	3,664	4,020	4,037	3,342	2,516	2,708
	m3	3,665	4,020	4,037	3,342	2,517	2,704
	Médias	3,6570	4,0127	4,0317	3,3333	2,5117	2,7020
RMG2	m1	3,662	4,040	4,062	3,321	2,518	2,714
	m2	3,662	4,040	4,063	3,323	2,518	2,714
	m3	3,666	4,043	4,065	3,324	2,520	2,716
	Médias	3,6633	4,0410	4,0633	3,3227	2,5187	2,7147
RMG3	m1	3,653	4,034	4,047	3,325	2,503	2,707
	m2	3,642	4,020	4,023	3,305	2,488	2,691
	m3	3,653	4,039	4,047	3,325	2,503	2,707
	Médias	3,6493	4,0310	4,0390	3,3183	2,4980	2,7017
RMG4	m1	3,678	4,054	4,061	3,301	2,528	2,709
	m2	3,652	4,028	4,038	3,278	2,512	2,695
	m3	3,650	4,030	4,034	3,281	2,509	2,693
	Médias	3,6600	4,0373	4,0443	3,2867	2,5163	2,6990
RMG5	m1	3,668	4,025	4,062	3,338	2,510	2,716
	m2	3,650	4,001	4,042	3,326	2,498	2,702
	m3	3,650	4,004	4,041	3,331	2,502	2,701
	Médias	3,6560	4,0100	4,0483	3,3317	2,5033	2,706
RMG6	m1	3,633	4,050	4,053	3,324	2,512	2,706
	m2	3,618	4,025	4,030	3,310	2,500	2,690
	m3	3,625	4,033	4,039	3,313	2,503	2,697
	Médias	3,6253	4,0360	4,0407	3,3157	2,5050	2,6977
RMG7	m1	3,658	4,041	4,047	3,312	2,512	2,694
	m2	3,642	4,022	4,027	3,301	2,503	2,680
	m3	3,640	4,020	4,024	3,296	2,500	2,679
	Médias	3,6467	4,0277	4,0327	3,3030	2,5050	2,6843
GERAL RMG	m1	3,6563	4,0346	4,0504	3,3196	2,5121	2,7057
	m2	3,6471	4,0223	4,0371	3,3121	2,5050	2,6971
	m3	3,6499	4,0270	4,0410	3,3160	2,5077	2,6996
	Média GERAL	3,6511	4,0280	4,0429	3,3159	2,5083	2,7008
Desvio Padrão		0,0127	0,0122	0,0108	0,0165	0,0075	0,0092

TABELA 19 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RMG (Palato raso/Microondas/I/Gesso), após o processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
RMG1	m1	3,692	4,041	4,064	3,365	2,524	2,737
	m2	3,635	3,973	3,995	3,310	2,479	2,690
	m3	3,669	4,015	4,038	3,344	2,508	2,719
	Médias	3,6653	4,0097	4,0323	3,3397	2,5037	2,7153
RMG2	m1	3,693	4,054	4,091	3,348	2,526	2,720
	m2	3,649	4,008	4,044	3,316	2,498	2,693
	m3	3,697	4,057	4,095	3,357	2,528	2,726
	Médias	3,6797	4,0397	4,0767	3,3403	2,5173	2,7130
RMG3	m1	3,666	4,019	4,044	3,318	2,488	2,711
	m2	3,645	3,996	4,021	3,299	2,475	2,695
	m3	3,687	4,043	4,068	3,338	2,504	2,727
	Médias	3,6660	4,0193	4,0443	3,3183	2,4890	2,7110
RMG4	m1	3,692	4,066	4,060	3,298	2,522	2,712
	m2	3,668	4,024	4,022	3,280	2,491	2,686
	m3	3,671	4,029	4,027	3,281	2,495	2,691
	Médias	3,6770	4,0397	4,0363	3,2863	2,5027	2,6963
RMG5	m1	3,705	4,027	4,082	3,362	2,523	2,729
	m2	3,666	3,984	4,038	3,327	2,496	2,701
	m3	3,665	3,984	4,038	3,330	2,196	2,701
	Médias	3,6787	3,9983	4,0527	3,3397	2,4050	2,7103
RMG6	m1	3,674	4,063	4,080	3,338	2,523	2,722
	m2	3,654	4,043	4,059	3,320	2,509	2,710
	m3	3,651	4,043	4,055	3,316	2,507	2,707
	Médias	3,6597	4,0497	4,0647	3,3247	2,5130	2,7130
RMG7	m1	3,705	4,069	4,087	3,333	2,541	2,720
	m2	3,663	4,022	4,040	3,295	2,512	2,689
	m3	3,645	4,002	4,019	3,280	2,499	2,674
	Médias	3,6710	4,0310	4,0487	3,3027	2,5173	2,6943
GERAL RMG	m1	3,6896	4,0484	4,0726	3,3374	2,5210	2,7216
	m2	3,6543	4,0071	4,0313	3,3067	2,4943	2,6949
	m3	3,6693	4,0247	4,0486	3,3209	2,4624	2,7064
	Média GERAL	3,6710	4,0268	4,0508	3,3217	2,4926	2,7076
Desvio Padrão		0,0077	0,0184	0,0156	0,0209	0,0399	0,0086

TABELA 20 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RCS (Palato raso/Convencional/Silicone), antes do processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
RCS1	m1	3,678	4,050	4,068	3,331	2,511	2,703
	m2	3,656	4,030	4,043	3,319	2,500	2,693
	m3	3,676	4,045	4,058	3,335	2,509	2,700
	Médias	3,6700	4,0417	4,0563	3,3283	2,5067	2,6987
RCS2	m1	3,670	4,062	4,073	3,315	2,525	2,713
	m2	3,677	4,063	4,077	3,317	2,526	2,715
	m3	3,671	4,063	4,075	3,317	2,527	2,715
	Médias	3,6727	4,0627	4,0750	3,3163	2,5260	2,7143
RCS3	m1	3,648	4,016	4,067	3,340	2,540	2,745
	m2	3,651	4,049	4,069	3,338	2,541	2,745
	m3	3,649	4,051	4,067	3,334	2,537	2,745
	Médias	3,6493	4,0387	4,0677	3,3373	2,5393	2,7450
RCS4	m1	3,654	4,061	4,074	3,347	2,557	2,714
	m2	3,655	4,054	4,076	3,347	2,557	2,714
	m3	3,653	4,054	4,074	3,347	2,557	2,714
	Médias	3,6540	4,0563	4,0747	3,3470	2,5570	2,7140
RCS5	m1	3,650	4,047	4,077	3,316	2,527	2,709
	m2	3,629	4,024	4,055	3,302	2,513	2,701
	m3	3,626	4,022	4,051	3,295	2,512	2,697
	Médias	3,6350	4,0310	4,0610	3,3043	2,5173	2,7023
RCS6	m1	3,661	4,108	4,092	3,323	2,539	2,723
	m2	3,644	4,084	4,073	3,307	2,527	2,710
	m3	3,641	4,075	4,070	3,305	2,525	2,709
	Médias	3,6487	4,0890	4,0783	3,3117	2,5303	2,7140
RCS7	m1	3,688	4,051	4,059	3,293	2,497	2,684
	m2	3,669	4,030	4,038	3,276	2,483	2,670
	m3	3,664	4,025	4,032	3,272	2,480	2,666
	Médias	3,6737	4,0353	4,0430	3,2803	2,4867	2,6733
GERAL RCS	m1	3,6641	4,0564	4,0729	3,3236	2,5280	2,7130
	m2	3,6544	4,0477	4,0616	3,3151	2,5210	2,7069
	m3	3,6543	4,0479	4,0610	3,3150	2,5210	2,7066
	Média GERAL	3,6576	4,0507	4,0651	3,3179	2,5233	2,7088
Desvio Padrão		0,0148	0,0204	0,0126	0,0222	0,0227	0,0216

TABELA 21 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RCS (Palato raso/Convencional/Silicone), após o processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
RCS1	m1	3,663	4,029	4,054	3,338	2,498	2,701
	m2	3,628	3,992	4,013	3,303	2,474	2,673
	m3	3,647	4,008	4,031	3,323	2,486	2,684
	Médias	3,6460	4,0097	4,0327	3,3213	2,4860	2,6860
RCS2	m1	3,649	4,035	4,069	3,308	2,523	2,710
	m2	3,632	4,022	4,050	3,293	2,511	2,698
	m3	3,653	4,046	4,047	3,312	2,526	2,714
	Médias	3,6447	4,0343	4,0553	3,3043	2,5200	2,7073
RCS3	m1	3,651	4,047	4,055	3,324	2,538	2,734
	m2	3,631	4,024	4,031	3,306	2,522	2,718
	m3	3,651	4,048	4,056	3,324	2,538	2,735
	Médias	3,6443	4,0397	4,0473	3,3180	2,5327	2,7290
RCS4	m1	3,652	4,025	4,064	3,343	2,533	2,717
	m2	3,621	3,985	4,030	3,311	2,508	2,689
	m3	3,637	4,005	4,050	3,328	2,521	2,703
	Médias	3,6367	4,0050	4,0480	3,3273	2,5207	2,7030
RCS5	m1	3,648	4,057	4,066	3,323	2,539	2,725
	m2	3,636	4,026	4,068	3,300	2,522	2,707
	m3	3,622	4,015	4,040	3,295	2,516	2,687
	Médias	3,6353	4,0327	4,0580	3,3060	2,5257	2,7063
RCS6	m1	3,654	4,048	4,067	3,330	2,510	2,720
	m2	3,619	4,006	4,024	3,292	2,482	2,692
	m3	3,619	4,007	4,024	3,296	2,484	2,692
	Médias	3,6307	4,0203	4,0383	3,3060	2,4920	2,7013
RCS7	m1	3,694	4,038	4,040	3,304	2,482	2,679
	m2	3,675	4,017	4,019	3,291	2,477	2,665
	m3	3,675	4,017	4,020	3,290	2,472	2,665
	Médias	3,6813	4,0240	4,0263	3,2950	2,4770	2,6697
GERAL RCS	m1	3,6587	4,0399	4,0593	3,3243	2,5176	2,7123
	m2	3,6346	4,0103	4,0336	3,2994	2,4994	2,6917
	m3	3,6434	4,0209	4,0383	3,3097	2,5061	2,6971
	Média GERAL	3,6456	4,0237	4,0437	3,3111	2,5077	2,7004
Desvio Padrão		0,0168	0,0130	0,0117	0,0113	0,0221	0,0185

TABELA 22 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RCG (Palato raso/Convencional/Gesso), antes do processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
RCG1	m1	3,636	4,005	4,024	3,341	2,502	2,692
	m2	3,651	4,023	4,042	3,357	2,514	2,703
	m3	3,634	4,004	4,023	3,341	2,502	2,691
	Médias	3,6403	4,0107	4,0297	3,3463	2,5060	2,6953
RCG2	m1	3,630	4,025	4,035	3,308	2,521	2,694
	m2	3,644	4,042	4,052	3,322	2,531	2,706
	m3	3,628	4,023	4,033	3,306	2,515	2,693
	Médias	3,6340	4,0300	4,0400	3,3120	2,5223	2,6977
RCG3	m1	3,684	4,057	4,092	3,317	2,511	2,722
	m2	3,643	4,013	4,047	3,284	2,488	2,691
	m3	3,679	4,055	4,092	3,314	2,510	2,721
	Médias	3,6687	4,0417	4,0770	3,3050	2,5030	2,7113
RCG4	m1	3,661	4,066	4,077	3,329	2,542	2,694
	m2	3,653	4,059	4,067	3,321	2,536	2,688
	m3	3,645	4,048	4,056	3,309	2,529	2,680
	Médias	3,6530	4,0577	4,0667	3,3197	2,5357	2,6873
RCG5	m1	3,648	4,088	4,058	3,324	2,566	2,692
	m2	3,647	4,085	4,059	3,324	2,562	2,695
	m3	3,645	4,083	4,057	3,322	2,561	2,693
	Médias	3,6467	4,0853	4,0580	3,3233	2,5630	2,6933
RCG6	m1	3,647	4,059	4,029	3,334	2,525	2,692
	m2	3,617	4,023	3,996	3,306	2,504	2,672
	m3	3,642	4,047	4,024	3,326	2,522	2,688
	Médias	3,6353	4,0430	4,0163	3,3220	2,5170	2,6840
RCG7	m1	3,658	4,021	4,059	3,322	2,523	2,721
	m2	3,649	4,012	4,054	3,308	2,517	2,706
	m3	3,658	4,021	4,064	3,317	2,522	2,714
	Médias	3,6550	4,0180	4,0590	3,3157	2,5207	2,7137
GERAL RCG	m1	3,6520	4,0459	4,0534	3,3250	2,5271	2,7010
	m2	3,6434	4,0367	4,0453	3,3174	2,5217	2,6944
	m3	3,6473	4,0401	4,0499	3,3193	2,5230	2,6971
	Média GERAL	3,6476	4,0409	4,0495	3,3206	2,5240	2,6975
Desvio Padrão		0,0124	0,0252	0,0216	0,0130	0,0204	0,0113

TABELA 23 – Valor das 3 repetições (cm) para cada amostra, médias e desvio padrão do grupo RCG (Palato raso/Convencional/Gesso), após o processamento.

Amostra		A	B	C	D	E	F
RCG1	m1	3,672	4,053	4,082	3,392	2,542	2,742
	m2	3,633	4,006	4,037	3,356	2,517	2,713
	m3	3,671	4,052	4,080	3,391	2,545	2,742
	Médias	3,6587	4,0370	4,0663	3,3797	2,5347	2,7323
RCG2	m1	3,649	4,054	4,054	3,314	2,542	2,702
	m2	3,628	4,029	4,031	3,298	2,528	2,687
	m3	3,666	4,073	4,073	3,333	2,554	2,714
	Médias	3,6477	4,0520	4,0527	3,3150	2,5413	2,7010
RCG3	m1	3,678	4,040	4,081	3,315	2,509	2,718
	m2	3,633	4,000	4,037	3,280	2,484	2,691
	m3	3,659	4,024	4,065	3,297	2,500	2,704
	Médias	3,6567	4,0213	4,0610	3,2973	2,4977	2,7043
RCG4	m1	3,676	4,045	4,060	3,317	2,532	2,671
	m2	3,657	4,018	4,040	3,300	2,512	2,661
	m3	3,656	4,020	4,040	3,299	2,514	2,661
	Médias	3,6630	4,0277	4,0467	3,3053	2,5193	2,6643
RCG5	m1	3,640	4,068	4,035	3,317	2,558	2,679
	m2	3,621	4,047	4,014	3,300	2,545	2,665
	m3	3,622	4,048	4,018	3,303	2,548	2,667
	Médias	3,6277	4,0543	4,0223	3,3067	2,5503	2,6703
RCG6	m1	3,650	4,045	4,032	3,328	2,523	2,687
	m2	3,635	4,028	4,015	3,318	2,513	2,680
	m3	3,637	4,030	4,014	3,314	2,513	2,679
	Médias	3,6407	4,0343	4,0203	3,3200	2,5163	2,6820
RCG7	m1	3,697	4,046	4,082	3,327	2,539	2,719
	m2	3,644	3,987	4,022	3,298	2,502	2,697
	m3	3,660	4,004	4,043	3,311	2,510	2,704
	Médias	3,6670	4,0123	4,0490	3,3120	2,5170	2,7067
GERAL RCG	m1	3,6660	4,0501	4,0609	3,3300	2,5350	2,7026
	m2	3,6359	4,0164	4,0280	3,3071	2,5144	2,6849
	m3	3,6530	4,0359	4,0476	3,3211	2,5263	2,6959
	Média GERAL	3,6516	4,0341	4,0455	3,3194	2,5252	2,6944
Desvio Padrão		0,0138	0,0154	0,0178	0,0275	0,0179	0,0237

TABELA 24 – Análise de variância para o segmento A.

CAUSAS DA VARIACÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
Profundidade	1	0,0000315	0,0000315	0,1399	0,71121
Barreira	1	0,0020886	0,0020886	9,2772	0,00403
Polimerização	1	0,0017161	0,0017161	7,6223	0,00805
Pro x Barr	1	0,0001260	0,0001260	0,5597	0,53544
Pro x Poli	1	0,0004346	0,0004346	1,9303	0,16781
Barr x Poli	1	0,0003303	0,0003303	1,4670	0,22980
Pro x Barr x Poli	1	0,0002321	0,0002321	1,0308	0,31610
Resíduo	48	0,0108066	0,0002251		
TOTAL	55	0,0157657			

TABELA 25 – Análise de variância para o segmento B.

CAUSAS DA VARIACÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
Profundidade	1	0,0032103	0,0032103	5,8692	0,01821
Barreira	1	0,0036161	0,0036161	6,6111	0,01275
Polimerização	1	0,0002926	0,0002926	0,5349	0,52517
Pro x Barr	1	0,0008801	0,0008801	1,6090	0,20824
Pro x Poli	1	0,0005283	0,0005283	0,9658	0,66811
Barr x Poli	1	0,0002321	0,0002321	0,4243	0,52488
Pro x Barr x Poli	1	0,0000001	0,0000001	0,0001	0,98756
Resíduo	48	0,0262546	0,0005470		
TOTAL	55	0,0350140			

TABELA 26 – Análise de variância para o segmento C.

CAUSAS DA VARIACÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
Profundidade	1	0,0014504	0,0014504	4,1521	0,04448
Barreira	1	0,0060279	0,0060279	17,2557	0,00031
Polimerização	1	0,0001680	0,0001680	0,4810	0,50174
Pro x Barr	1	0,0005980	0,0005980	1,7119	0,19413
Pro x Poli	1	0,0004402	0,0004402	1,2600	0,26643
Barr x Poli	1	0,0006790	0,0006790	1,9438	0,16632
Pro x Barr x Poli	1	0,0001059	0,0001059	0,3031	0,59110
Resíduo	48	0,0167677	0,0003493		
TOTAL	55	0,0262371			

TABELA 27 – Análise de variância para o segmento D.

CAUSAS DA VARIACÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
Profundidade	1	0,0009364	0,0009364	3,4922	0,06446
Barreira	1	0,0001680	0,0001680	0,6266	0,56168
Polimerização	1	0,0000330	0,0000330	0,1231	0,72727
Pro x Barr	1	0,0001290	0,0001290	0,4811	0,50181
Pro x Poli	1	0,0002880	0,0002880	1,0741	0,30586
Barr x Poli	1	0,0001822	0,0001822	0,6793	0,58095
Pro x Barr x Poli	1	0,0000900	0,0000900	0,3357	0,57187
Resíduo	48	0,0128714	0,0002682		
TOTAL	55	0,0146981			

TABELA 28 – Análise de variância para o segmento E.

CAUSAS DA VARIACÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
Profundidade	1	0,0021131	0,0021131	4,3004	0,04101
Barreira	1	0,0000483	0,0000483	0,0983	0,75348
Polimerização	1	0,0000926	0,0000926	0,1884	0,66999
Pro x Barr	1	0,0001260	0,0001260	0,2564	0,62080
Pro x Poli	1	0,0000731	0,0000731	0,1489	0,70309
Barr x Poli	1	0,0003500	0,0003500	0,7123	0,59240
Pro x Barr x Poli	1	0,0007143	0,0007143	1,4536	0,23198
Resíduo	48	0,0235866	0,0004914		
TOTAL	55	0,0271040			

TABELA 29 – Análise de variância para o segmento F.

CAUSAS DA VARIACÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
Profundidade	1	0,0003206	0,0003206	1,6228	0,20627
Barreira	1	0,0012446	0,0012446	6,2990	0,01478
Polimerização	1	0,0000206	0,0000206	0,1045	0,74661
Pro x Barr	1	0,0000286	0,0000286	0,1446	0,70692
Pro x Poli	1	0,0042350	0,0042350	2,1434	0,14608
Barr x Poli	1	0,0003111	0,0003111	1,5747	0,21321
Pro x Barr x Poli	1	0,0000071	0,0000071	0,0362	0,84419
Resíduo	48	0,0094840	0,0001976		
TOTAL	55	0,0118402			

Bibliografia Recomendada

- ✓ CAMPOS, M. S.; CAVALCANTI, B. N.; CUNHA, V. P. P. Occlusal changes in complete dentures processed by pack-and-press and injection-pressing techniques. **Eur. J. Prosthodont.**, v. 13, n. 2, p.78-80, Jun. 2005.
- ✓ CURY, A. A. D. B.; RODRIGUES JUNIOR, A. L.; PANZERI, H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativada: propriedades físicas. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v. 8, n. 4, p. 243-249, Out./Dez. 1994.
- ✓ HEARTWELL, C. M. Jr.; The effect of tissue resiliency on occlusion in complete denture prosthodontics. **J. Prosthet. Dent.**, v. 34, n. 6, p. 602-604, Dec. 1975.
- ✓ HEGDE, V.; PATIL, N. Comparative evaluation of the effect of palatal vault configuration on dimensional changes in complete denture during processing as well as after water immersion. **Indian J. Dent. Res.**, v. 15, n. 2, p. 62-65, Apr./Jun. 2004.
- ✓ HUTTON, B.; FEINE, J.; MORAIS, J. Is there an association between edentulism and nutritional state? **J. Can. Dent. Assoc.**, v. 68, n. 3, p. 182-187, Mar. 2002.
- ✓ JOHN, J.; GANGADHAR, S. A.; SHAH, I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with

- glass, aramid, or nylon fibers. **J. Prosthet. Dent.**, v. 86, n. 4, p. 424-427, Oct. 2001.
- ✓ KIPPAX, A.; WATSON, C. J.; BASKER, R. M.; PENTLAND, J. E. How well are complete dentures copied? *Br. Dent. J.*, v. 185, n. 3, p. 129-133, Aug. 1998.
 - ✓ LAI, C. P.; TSAI, M. H.; CHEN, M.; CHANG, H. S.; TAY, H. H. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. **Dent. Mater.**, v. 20, n. 2, p. 133-141, Feb. 2004.
 - ✓ NISHIGAWA, G.; MATSUNAGA, T.; MARUO, Y.; OKAMOTO, M.; NATSUAKI, N. Finite element analysis of the effect of the bucco-lingual position of artificial posterior teeth under occlusal force on the denture supporting bone of the edentulous patient. **J. Oral Rehabil.**, v. 30, n. 6, p. 646-652, Jun. 2003.
 - ✓ POLYZOIS, G. L.; KARKAZIS, H. C.; ZISSIS, A. J.; DEMETRIOU, P. P. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins. A comparative study. **J. Prosthet. Dent.**, v. 57, n. 5, p. 639-649, May 1987.
 - ✓ SHINKAI, R. S.; HATCH, J. P.; RUGH, J. D.; SAKAI, S.; MOBLEY, C. C.; SAUNDERS, M. J. Dietary intake in edentulous subjects with good and poor quality complete dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v. 87, n. 5, p. 490-498, May 2002.

- ✓ SWORDS, R. L.; LATTA, G. H.; WICKS, R. A.; HUGET, E. F. Periodic evaluation of the occlusal vertical dimension of maxillary denture from the wax trial denture through 48 hours after polymerization. **J. Prosthodont.**, v. 9, n. 4, p. 189-194, Dec. 2000.
- ✓ TAKAYAMA, Y. Studies on the thinning of the upper acrylic resin complete denture with the reinforced palate. (Part 2) Influence of the different palate forms on the thin plate dentures. **Shika Rikogaku Zasshi**, v. 21, n. 53, p. 48-63, Jan. 1980.
- ✓ THOMAS, C. J.; WEBB, B. C. Microwaving of acrylic resin denture. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.**, v. 3, n. 4, p. 179-182, Jun. 1995.