

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

Comparative study between two acrylic resins and two silicones used for the processing of complete dentures through the two-dimensional analysis of the position of the artificial teeth

Marcelo Coelho GOIATO

Professor Assistente Doutor – Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP – Araçatuba – SP – Brasil

Daniele Cristina Zago AMANTÉA

Estagiária – Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP – Araçatuba – SP – Brasil

Eduardo VEDOVATTO

Mestrando – Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Concentração em Prótese Dentária – Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP – Araçatuba – SP – Brasil

Humberto GENNARI FILHO

Professor Titular – Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP – Araçatuba – SP – Brasil

Wirley Gonçalves ASSUNÇÃO

Professor Assistente Doutor – Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP – Araçatuba – SP – Brasil

Daniela Micheline dos SANTOS

Estagiária – Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP – Araçatuba – SP – Brasil

RESUMO

Em função da introdução de novas marcas comerciais de materiais odontológicos e se existe diferença na aplicação desses materiais, o propósito desse estudo foi o de avaliar a influência de diferentes materiais de inclusão de próteses totais superiores através da análise da movimentação dos dentes artificiais. Para tanto foram confeccionadas quarenta próteses totais superiores, com semelhanças dimensionais, através de um gabarito padrão. Essas próteses foram divididas em quatro grupos com dez espécimes cada, de acordo com o tipo de resina para inclusão (Vipwave; Ondacryl) e o tipo de silicone (Zetalabor; Vip-sil) utilizado no revestimento. Foram demarcados pontos sobre os dentes, que serviram de referência para as mensurações dos segmentos (entre os dentes), através do software AutoCad 2000. As mensurações foram realizadas em três momentos: após o enceramento; após a demuflagem e após a separação do modelo. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey com probabilidade de 5%. Os resultados permitiram concluir que: Todos os grupos estudados sofreram alterações com um comportamento semelhante, quando se avaliou a contração de polimerização após a demuflagem, não encontrando diferenças entre os grupos ($p < 0,05$). A separação do modelo da prótese apontou para o grupo T1 (resina Vipwave e silicone Zetalabor) alterações significativamente ($p < 0,05$) inferiores. O conjunto das alterações, após a demuflagem e após a separação, refletiu em um deslocamento significativamente menor para o grupo T2 (resina Vipwave e silicone Vip-sil) em relação ao T3 (resina Ondacryl e silicone Zetalabor), embora não tenham diferido significativamente dos grupos T1 e T4 (resina Ondacryl e silicone Vip-sil). Todos os materiais testados apresentam-se aceitáveis para a confecção de próteses totais, no entanto, clinicamente, as próteses ainda requerem um bom ajuste oclusal.

UNITERMOS

Prótese total; resinas acrílicas; silicones; materiais dentários; estudo comparativo; dente artificial.

INTRODUÇÃO

Os procedimentos laboratoriais de aparelhos protéticos constituem parte integrante da terapêutica reabilitadora para pacientes, que por algum motivo, vieram a perder órgãos dentários parcialmente ou totalmente. A manutenção da condição nutricional dos pacientes totalmente desdentados é um problema de saúde pública e que deveria ser solucionado em caráter de urgência, fato de amplo conhecimento dos profissionais da saúde. Deste modo a preocupação com métodos de processamento de próteses se apresenta pertinente, sendo que uma prótese bem adaptada e funcional oferece eficiência mastigatória aos pacientes desdentados, possibilitando uma dieta mais adequada, principalmente à população idosa, mais acometida pelo edentulismo e que necessita, e muito, de uma grande variedade de nutrientes, que reflete não só numa melhoria da construção plástica, como também no sistema imunológico⁸.

Variavelmente vê-se os esforços da classe odontológica em melhorar os procedimentos que englobam o tratamento com próteses totais, sendo que os procedimentos laboratoriais possuem uma grande importância no sucesso da terapêutica. Uma vez realizada uma boa moldagem e os registros intermaxilares, pode-se então, harmonizar o posicionamento dentário de forma a aproveitar ao máximo as condições oferecidas pelo paciente. Deste modo, espera-se que a oclusão individualizada em cera se mantenha fielmente à prótese acabada, sendo que quanto menores as discrepâncias existentes entre a oclusão pré-estabelecida em cera e a prótese acabada, menores serão os ajustes necessários, conseqüentemente, menores modificações serão impostas ao aparelho protético^{5,6,14}. Porém, sabemos que os materiais envolvidos para a confecção de próteses totais são passíveis de distorções, que afetam não só a adaptabilidade das próteses à fibromucosa, como também a oclusão, fato observado na condução do tratamento e que requer do odontólogo e do técnico de laboratório cuidados como, por exemplo, a remontagem em articulador para que se realize o ajuste oclusal das próteses após seu processamento^{15,17}.

Assim, a introdução de novos materiais e técnicas faz-se necessária para que se obtenha um maior controle sobre as alterações que possam resultar em variações do padrão oclusal, de tal forma que, o ajuste necessário para se restabelecer a oclusão é demasiado afetando e muito a topografia oclusal dos dentes artificiais, diminuindo, conseqüentemente, sua eficiência triturante⁶. As alterações que constituem a

problemática das próteses totais ocorrem, principalmente, por fatores inerentes da contração da resina acrílica, da expansão do gesso utilizado para revestimento da mufla e pelas tensões internas induzidas pela limitação do espaço interno na mufla³. Assim, materiais como as resinas acrílicas termopolimerizáveis por microondas e os silicones para inclusão são propostos para a confecção de próteses e que, de acordo com Barnabé¹ (2000), representam materiais estáveis, sem levar em conta, ainda, a facilidade de manipulação e limpeza do procedimento. De acordo com Shibayama¹⁴ (2002), a associação de energia de microondas e silicone para inclusão resulta em alterações significativamente menores à associação de gesso pedra e polimerização em banho de água quente. Para Sadamori et al.¹³ (1994), a polimerização por microondas resulta ainda em uma quantidade inferior de monômero residual, fato relacionado com uma diminuição da porosidade e aumento da resistência a flexão, embora Compagnoni et al.⁴ (2004), não tenham encontrado diferenças significativas na porosidade entre a polimerização por microondas em relação às resinas termopolimerizáveis em banho de água quente.

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, sendo que para Gennari Filho et al.⁶ (2003), as resinas acrílicas embora possuam distorções inerentes à sua contração, praticamente inevitável, sua representação na modificação do padrão oclusal de próteses totais superiores respeitam um padrão, desde que outras variáveis não estejam presentes, como diferentes espessuras de bases, ou ainda, tipo de revestimento utilizado para a inclusão em mufla. Como citado anteriormente, não só as resinas acrílicas contribuem para distorções das bases como também o material de revestimento. Assim, com o objetivo de se avaliar diferentes materiais em relação à polimerização por microondas, Gennari Filho et al.⁶ (2003), analisando o deslocamento dos dentes artificiais encontraram alterações significativamente maiores nos grupos em que a inclusão ocorreu por somente gesso pedra em relação aos grupos cuja inclusão era representada por muralha de silicone e barreira de gesso especial tipo IV, indicando o silicone como um material bastante eficiente para o processamento em microondas.

Os estudos que avaliam os efeitos do processamento de próteses totais na alteração do padrão

oclusal ainda persistem, principalmente pelos variados resultados que se observam na literatura^{2,5-6,9,14}, 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. De acordo com Zissis et al.¹⁸ (1991), 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 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 digitais¹⁴.

Tendo em vista a introdução de resinas termopolimerizáveis por microondas, e o silicone como um material apropriado para a inclusão em mufla, o objetivo do trabalho foi o de avaliar duas marcas comerciais de resinas termopolimerizáveis por microondas e duas marcas comerciais de silicone para inclusão através da análise da modificação do padrão oclusal de próteses totais superiores, após a demuflagem e após a separação do modelo, pelo método de computação gráfica.

MATERIAL E MÉTODO

Para realização do estudo foi selecionado um modelo obtido a partir de uma moldagem funcional de uma maxila edêntula, representando, portanto, o modelo maxilar padrão utilizado nesse experimento. Para a confecção das réplicas do modelo, foi confeccionado um gabarito através da moldagem do modelo com silicone para duplicação (Silibor – Artigos Odontológicos Clássico Ltda) que permitiu após o vazamento de gesso pedra tipo III (Herodent – Vigodent S/A) no interior desse gabarito, a obtenção de 40 réplicas da maxila superior padrão. Sobre o modelo maxilar padrão foi realizada a confecção de uma prótese total superior, sendo que o enceramento da base respeitou uma espessura uniforme de aproximadamente 2,5mm. Para se transferir o posi-

cionamento dos dentes, bem como o mesmo padrão de enceramento para as réplicas, uma caixa-molde foi confeccionada, primeiramente, realizando uma placa em Ni-Cr representando os sítios dos dentes (superfície oclusal), que no momento de se realizar a caixa-molde através da duplicação da prótese total padrão em silicone para duplicação (Silibor – Artigos Odontológicos Clássico Ltda) foi capturada, passando a integrar esse molde (Figura 1). Essa caixa molde representa o negativo perfeito da prótese encerada inicialmente, permitindo o posicionamento dos dentes modelo 2D 30M (Vip-plus – Dental VIPI Ltda) em seus respectivos sítios, que após o vazamento de cera rosa nº7 liquefeita (Wilson – Polidental Ind e Com Ltda), o posicionamento dos modelos previamente preparados e o endurecimento da cera em temperatura ambiente possibilitou obter quarenta réplicas de prótese total superior com semelhanças dimensionais em cera.

Para a avaliação da movimentação dos dentes artificiais, pontos foram demarcados sobre as cúspides palatinas dos segundo molares, segundo pré-molares e incisal do incisivo direito, totalizando, em cinco pontos que constituíram os seis segmentos a serem mensurados (Figura 2). Para que esses pontos fossem transferidos na mesma posição para todas as réplicas, foi confeccionado um guia de resina acrílica incolor (Artigos Odontológicos Clássico Ltda), possibilitando após o posicionamento sobre o plano oclusal, a demarcação dos pontos nas réplicas com o auxílio de um estilete de ponta fina. As próteses ainda na fase de enceramento foram posicionadas com o plano oclusal em contato com a mesa do scanner (HP 6100-Hewlett Packard) e digitalizadas conjuntamente a um bloco metálico com dimensões de 10x10mm que determinou uma medida de referência para as mensurações¹⁴. A definição de captura foi de 600dpi e área da imagem padronizada em 50x60mm. Cabe ressaltar que para melhor visualização os pontos foram evidenciados com grafite. Para realização das mensurações, as imagens foram exportadas para o software AutoCAD 2000 (Autodesk Inc USA), e devido a imagem do bloco metálico capturada conjuntamente com a prótese, foi possível o redimensionamento da imagem, padronizando todas as unidades experimentais dentro da escala real. Procedia-se, então, às mensurações dos segmentos propostos para análise (Figuras 3 e 4), sendo que, para se reduzir o erro do operador, cada unidade experimental foi mensurada três vezes.

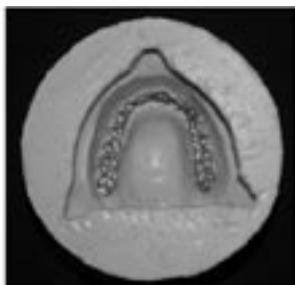


FIGURA 1 – Matriz de silicone e os sítios dos dentes (Ni-Cr).

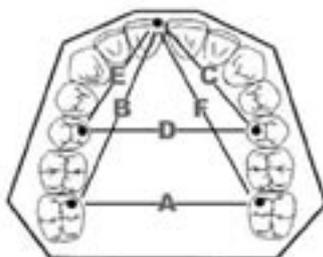


FIGURA 2 – Ilustração dos pontos e os segmentos.



FIGURA 3 – Guia em resina acrílica e estilete.

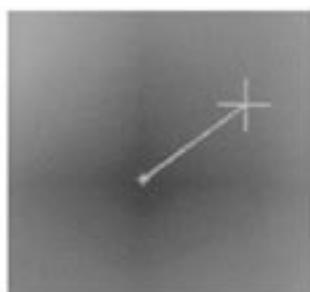


FIGURA 4 – Ponto ampliado (determinação do centro).



FIGURA 5 – Segmentos mensurados no AutoCAD.

Para realização do experimento as quarenta réplicas foram aleatoriamente divididas em quatro grupos com dez espécimes cada, de acordo com o tipo de resina utilizada e o tipo de silicone para inclusão, constituindo assim os grupos T1, T2, T3 e T4. Para os grupos T1 e T2 a resina de eleição foi a Vipwave (Dental VIPI Ltda) modificando apenas o silicone para inclusão apontando o Zetalabor (Zhermack) para o grupo T1 e o Vip-sil (Dental VIPI Ltda) para o grupo T2. Já para os grupos T3 e T4 a resina de eleição foi a Ondacryl (Artigos Odontológicos Clássico Ltda), apontando o Zetalabor (Zhermack) para o grupo T3 e o silicone Vip-sil (Dental VIPI Ltda) para o grupo T4. Como ambas resinas são termopolimerizáveis por microondas, imediatamente após a digitalização da prótese encerada, as réplicas foram incluídas em muflas plásticas (Dental VIPI Ltda), sendo a barreira de silicone com recobrimento oclusal e o preenchimento do restante da mufla com gesso pedra tipo III

(Herodent – Vigodent S/A). Após a presa final do gesso, procedeu-se a remoção da cera em forno de microondas (800W) em potência máxima por 2min e, posteriormente, a inclusão da resina manipulada até atingir a fase plástica e prensada pela técnica dupla, sendo primeiramente com 500kgf e, após a remoção dos excessos, à 1000kgf parafusando as muflas após 5min. Após a espera de bancada por 1h, a polimerização da resina foi realizada em microondas doméstico com potência máxima de 800W, conforme orientação do fabricante, sendo (20min com 20% de potência + 5min com 60% de potência) para a Vipwave e (3min com 40% de potência + 4min em repouso + 3min com 90% de potência) para a Ondacryl. Após o resfriamento das muflas em temperatura ambiente e demuflagem, as próteses foram mensuradas, pela técnica já descrita, em duas situações; primeiramente com o modelo em posição, e posteriormente, imediatamente após a separação do modelo. As comparações foram

então realizadas entre os grupos, entre o período de mensuração e entre os segmentos, sendo os dados submetidos ao tratamento estatístico da análise de variância e as comparações, quando necessárias, pelo teste de Tukey com probabilidade erro de 5%.

RESULTADOS

A análise das unidades experimentais foi realizada no sentido de se verificar somente a grandeza das alterações, ou seja, quanto os segmentos ou grupos alteraram em relação à medida imediatamente anterior à leitura, portanto as Tabelas 1, 2 e 3 comparam as alterações dos segmentos (A,B,C,D, E e F) para cada grupo proposto (T1, T2, T3 e T4), em seus respectivos períodos de mensurações, ou seja, de encerado para polimerizado (Tabela 1), de polimerizado para separado (Tabela 2) e de encerado para separado (Tabela

3), evidenciando valores (absolutos) bem próximos, quando se compara cada segmento em relação aos grupos estudados (comparação na coluna), não apresentando diferenças significativas ($p < 0,05$) a não ser na Tabela 3 que evidencia o comportamento de separação. Essas tabelas ainda mostram as médias gerais das alterações (última coluna) nas fases de polimerização (prótese demuflada, mas não separada do modelo), separação e entre o estado inicial “encerado” e o estado final “separado” de cada grupo. Também podem ser visualizadas as alterações da média geral dos segmentos (última linha) independentemente do grupo estudado, para cada período de mensuração, indicando que existem diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) quando se compara a região da prótese que foi mensurada, com exceção do período da separação (Tabela 2 – última linha) que se mostrou bem homogêneo.

Tabela 1 – Diferença entre as médias dos segmentos de “encerado” para “polimerizado”

| GRUPOS | SEGMENTOS | | | | | | Média |
|--------------|-----------|----------|-----------|-----------|-----------|----------|----------|
| | A | B | C | D | E | F | |
| T1 | 0,0318 A | 0,0458 A | 0,0383 A | 0,0250 A | 0,0498 A | 0,0590 A | 0,0416 A |
| T2 | 0,0277 A | 0,0596 A | 0,0383 A | 0,0338 A | 0,0343 A | 0,0723 A | 0,0436 A |
| T3 | 0,0279 A | 0,0575 A | 0,0338 A | 0,0440 A | 0,0516 A | 0,0543 A | 0,0448 A |
| T4 | 0,0220 A | 0,0544 A | 0,0334 A | 0,0220 A | 0,0398 A | 0,0434 A | 0,0367 A |
| Média | 0,0274 c | 0,0543 a | 0,0359 bc | 0,0312 bc | 0,0439 ab | 0,0573 a | |

Unidade (cm).

Médias seguidas por letras minúsculas iguais na linha não diferem estatisticamente (5%).

Médias seguidas por letras maiúsculas iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

Tabela 2 – Diferença entre as médias dos segmentos de “polimerizado” para “separado”

| GRUPOS | SEGMENTOS | | | | | | Média |
|--------------|-----------|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|----------|
| | A | B | C | D | E | F | |
| T1 | 0,0167 A | 0,0167 A | 0,0073 A | 0,0072 B | 0,0053 B | 0,0097 B | 0,0104 B |
| T2 | 0,0140 A | 0,0237 A | 0,0241 AB | 0,0194 AB | 0,0151 AB | 0,0240 AB | 0,0201 A |
| T3 | 0,0223 A | 0,0243 A | 0,0283 A | 0,0108 AB | 0,0240 A | 0,0406 A | 0,0251 A |
| T4 | 0,0257 A | 0,0196 A | 0,0141 AB | 0,0283 A | 0,0244 A | 0,0271 AB | 0,0232 A |
| Média | 0,0197 a | 0,0211 a | 0,0185 a | 0,0164 a | 0,0172 a | 0,0254 a | |

Unidade (cm).

Médias seguidas por letras minúsculas iguais na linha não diferem estatisticamente (5%).

Tabela 3 – Diferença entre as médias dos segmentos de “encerado” para “separado”

| SEGMENTOS | | | | | | | |
|--------------|-----------|-----------|-----------|----------|-----------|----------|-----------|
| GRUPOS | A | B | C | D | E | F | Média |
| T1 | 0,0478 A | 0,0626 A | 0,0454 A | 0,0320 A | 0,0552 A | 0,0690 A | 0,0520 AB |
| T2 | 0,0379 A | 0,0442 A | 0,0414 A | 0,0353 A | 0,0391 A | 0,0714 A | 0,0449 B |
| T3 | 0,0420 A | 0,0579 A | 0,0534 A | 0,0463 A | 0,0573 A | 0,0893 A | 0,0577 A |
| T4 | 0,0444 A | 0,0706 A | 0,0393 A | 0,0292 A | 0,0404 A | 0,0710 A | 0,0492 AB |
| Média | 0,0430 bc | 0,0588 ab | 0,0449 bc | 0,0357 c | 0,0480 bc | 0,0752 a | |

Unidade (cm).

Médias seguidas por letras minúsculas iguais na linha não diferem estatisticamente (5%).

Médias seguidas por letras maiúsculas iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

A Tabela 4 mostra a grandeza das alterações decorrentes do período de polimerização e de separação, evidenciando diferenças significativas ($p < 0,05$) entre as médias observadas nas leituras após a demuflagem

das próteses e àquelas correspondentes à separação do modelo, comparando os grupos estudados e o conjunto das alterações independentemente dos grupos (última coluna).

Tabela 4 – Comparação entre as alterações após a polimerização e após a separação

| GRUPOS | | | | | |
|-------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| PERÍODO | T1 | T2 | T3 | T4 | Média |
| <i>polimeriz.</i> | 0,0416 A | 0,0436 A | 0,0448 A | 0,0367 A | 0,0417 A |
| <i>separação</i> | 0,0104 B | 0,0201 B | 0,0251 B | 0,0232 B | 0,0197 B |

Unidade (cm).

Médias seguidas por letras maiúsculas iguais na coluna não diferem estatisticamente (5%).

As Figuras 6 e 7 evidenciam a discrepância das alterações decorrentes do tempo de mensuração, sendo a Figura 6 uma comparação da região da prótese, independentemente do grupo estudado. A Figura 7

demonstra as alterações entre os grupos estudados em cada período de mensuração (polimerizado e separado), não dependendo da região (segmentos) em que se realizou a análise.

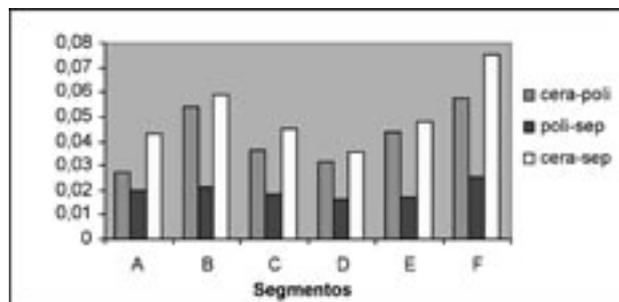


FIGURA 6 – Alterações dos segmentos entre os períodos de mensuração, independentemente do grupo.

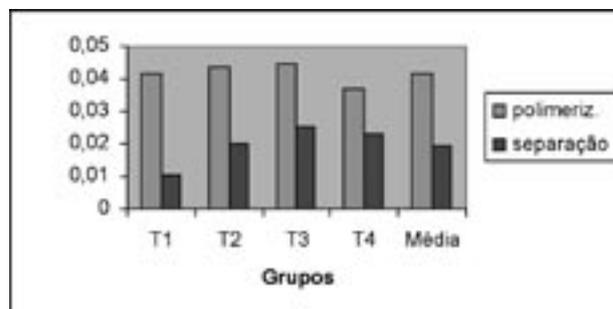


FIGURA 7 – Alterações dos grupos nos períodos da polimerização e separação.

DISCUSSÃO

Podemos observar pela Tabela 1, que no geral, ocorreu um comportamento de contração linear de polimerização, que neste caso, foi avaliada pela mensuração bidimensional dos segmentos e expressa como uma diferença entre as médias dos segmentos antes e após o processamento das próteses. Achados esses que concordam com a teoria de Skinner¹⁶ (1951) quanto à redução da massa volumétrica após a polimerização das resinas acrílicas e convergentes ao estudo de Goiato et al.⁷ (2000). Outros fatores que corroboram o fenômeno de distorção das bases de resinas acrílicas são as tensões internas induzidas às próteses no momento da contração da resina (principalmente durante o resfriamento da mufla)¹¹, pois uma vez contida no revestimento e limitada ao deslocamento, essa energia potencial elástica tende a ser liberada, principalmente, no momento da separação do modelo resultando num acréscimo da distorção da base da prótese³, fenômeno que também pode ser observado nesse estudo (Tabela 2).

Quando comparamos os grupos estudados, em relação às mensurações após a demuflagem (Tabela 1 – última coluna), observamos que as maiores alterações ocorreram no grupo T3 que representa a associação resina Ondacryl e silicone Zetalabor (0,0448cm), apontando as menores alterações para o grupo para o grupo T4 (resina Ondacryl e silicone Vip-sil) que ocorreram em média de 0,0367cm. Embora haja diferença numérica, o tratamento estatístico não determinou diferenças estatísticas para as médias (Tabela 1 – última coluna) entre quaisquer grupos ($p < 0,05$).

Isso demonstra que, quando comparamos a resina de inclusão, ou seja, os grupos T1 (resina Vipwave e silicone Zetalabor) e o grupo T3 (resina Ondacryl e silicone Zetalabor) os valores das alterações entre esses grupos não são estatisticamente significantes, sendo 0,0416cm para o grupo T1 e 0,0448cm para o grupo T3. O mesmo acontece para os grupos T2 e T4, em que foram utilizadas diferentes resinas para inclusão, no entanto o silicone para revestimento foi o Vip-sil (Tabela 2 – última coluna). Isso ainda nos leva a considerar que o tipo de silicone empregado não influenciou significativamente ($p < 0,05$) nas alterações das posições dentárias, nas leituras realizadas após a demuflagem.

Shibayama¹⁴ (2002), em estudo semelhante, obteve médias das alterações em média de 0,02cm quando realizou a inclusão de suas unidades experimentais em silicone Zetalabor e resina Ondacryl polimerizadas pela energia de microondas. Se comparamos as alterações obtidas nesse experimento para a mesma situação, no caso o grupo T3 (resina Ondacryl e silicone Zetalabor – Tabela 2 – última coluna), em que as alterações ocorreram em média de 0,0448cm, podemos dizer que ocorreu um comportamento semelhante, embora haja uma diferença, essas não parecem ter significância clínica. Devemos ainda considerar que as diferenças na confecção das réplicas, no estudo citado e no presente, podem influenciar e muito na grandeza das alterações, pois bem se sabe, não só a espessura da base como também a formato do palato são importantes fatores a serem relevados^{9, 10}.

Porém devemos ainda considerar a situação em que separa o modelo, e que se observarmos a Tabela

2, ocorreram alterações em todos os grupos estudados e em todos os segmentos analisados (A,B,C,D, E e F), porém menores àquelas observadas imediatamente após a demuflagem (Figura 7). Esses resultados nos levam a considerar que as alterações decorrentes da contração da resina durante seu resfriamento no interior da mufla (Tabela 1) são significativamente maiores ($p < 0,05$) que aquelas decorrentes do ato de separar o modelo da base da prótese (Tabela 2), estando de acordo com trabalhos anteriores^{2, 11}. No entanto, embora tenha ocorrido de maneira convergente para todos os segmentos (Figura 6), quando comparamos os grupos (Tabela 2 – última coluna), essas alterações não foram estatisticamente diferentes ($p < 0,05$), com exceção do grupo T1 (resina Vipwave e silicone Zetalabor) que mostrou alterações significativamente menores que os demais ($p < 0,05$) quando se analisou o comportamento de separação. Normalmente pode-se afirmar ainda, que em sua maioria, essas alterações tenderam a acrescentar o fenômeno de contração da arcada, ou seja, no sentido de diminuir a distância entre os pontos, cabendo uma ressalva para o grupo T2 (resina Vipwave e silicone Vip-sil) que, se observarmos a Tabela 3 em relação às Tabelas 1 e 2, apresentou o contrário em algumas situações (segmentos B, C e F) havendo uma pequena recuperação em direção à posição inicial dos dentes artificiais de algumas unidades experimentais, fato também observado por Domitti et al.⁵ (1998).

Outra observação importante é a região em que ocorrem as alterações. Se observarmos a Figura 6, claramente, os segmentos F e B apresentam alterações de maiores em relação aos demais. Provavelmente em função de uma maior distância linear, sendo que, quanto maior a distância maior, quantitativamente, será a contração^{6, 11, 16}. Resultados esses que convergem aos trabalhos de Gennari Filho et al.⁶ (2003) e Shibayama¹⁴ (2002) quanto às maiores alterações nos segmentos que possuem maior comprimento. Outro fato curioso foi que essas alterações se comportaram diferentemente (com relação aos segmentos) apenas no momento da demuflagem estando de acordo com Komiyama & Kawara¹¹ (1998) quanto à diferença das tensões da resina geradas em diferentes locais no interior da mufla (Tabela 1 – última linha), sendo que, após a separação, as alterações dos segmentos ocorreram de maneira uniforme (Tabela 2 – última linha), fato também observado por Komiyama & Kawara¹¹ (1998).

Devemos também levar em consideração a comparação entre os grupos, no estado inicial (enceramento) e em seu estado final (separação), uma vez que, como

os dados foram analisados apenas quantitativamente (números absolutos), essa comparação permite avaliar o sentido das alterações (se os segmentos aumentaram ou diminuíram após a separação do modelo), sendo a maioria no sentido de se acrescentar a contração, enquanto em uma minoria se deu no sentido de recuperar as distâncias entre os pontos (Grupo T2). Como os valores foram expressos em dados absolutos, quando comparamos as Tabelas 1 e 2 em relação à Tabela 3 observamos que para os grupos T1, T3 e T4 o ato de separação acrescentou os valores das alterações, enquanto para o grupo T2, esse acréscimo não foi proporcional à grandeza encontrada na separação. Portanto quando comparamos o estado final das próteses em relação ao inicial (Tabela 3 – última coluna) observamos que existe diferença estatística ($p < 0,05$) entre os grupos T2 (0,0449cm) em relação ao grupo T3 (0,0557cm), não havendo, entretanto, diferença comparada aos demais grupos. No entanto, se comparássemos as alterações em número, dificilmente apontaríamos significância clínica entre os grupos, já que as diferenças ocorrem na ordem centesimal, mas no conjunto de dados, devemos lembrar que quaisquer alterações podem refletir em dificuldade de ajuste, de manutenção da curva de compensação e do estabelecimento de articulação bilateral balanceada, pois, de acordo com Mahler¹² (1951), cada movimentação horizontal de 0,01cm representa em um acréscimo de 1mm na dimensão vertical. Portanto os achados encontrados nesse estudo, que evidenciaram não somente a inter-relação tipo de resina e tipo de silicone, como também o comportamento dessas alterações frente ao tempo de leitura e região da prótese, nos levam a propor modificações de técnicas que, porventura, melhorem o controle sobre essas alterações, já que são pertinentes e de extrema beneficência aos pacientes com necessidade de terapêutica com próteses totais removíveis.

CONCLUSÃO

Tendo em vista os resultados apresentados concluiu-se que:

Todos os grupos estudados sofreram alterações em maior ou menor grau após a demuflagem (no sentido de contração do arco), porém não estatisticamente significantes ($p < 0,05$).

A separação do modelo da prótese confirmou os achados literários no que diz respeito à liberação de tensões induzidas durante o processamento da resina (contração de polimerização e contração durante o res-

friamento), sendo essas alterações, significativamente menores para o grupo T1 (resina Vipwave e silicone Zetalabor) em relação aos demais.

O conjunto das alterações, após a demuflagem e após a separação, refletiu em um deslocamento significativamente menor para o grupo T2 (resina Vipwave e silicone Vip-sil) em relação ao T3 (resina Ondacryl e silicone Zetalabor), embora não tenham diferido significativamente dos demais grupos (T1 e T4).

Os segmentos maiores cuja orientação foi antero-posterior (segmentos B e F) foram os que sofreram maiores alterações, apontando somente para o segmento F (incisivo – 2º molar esquerdo) diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) em relação aos demais.

No geral, os resultados deste estudo sugerem que todos os materiais testados mostram-se dentro dos padrões aceitáveis para a confecção de próteses totais, não podendo descartar, clinicamente, a remontagem das próteses no articulador, após o seu processamento, para que se realize um bom ajuste oclusal, principalmente na região dos dentes posteriores.

AGRADECIMENTO

Fundação para o desenvolvimento da UNESP (FUNDUNESP), pelo apoio financeiro para realização deste projeto.

ABSTRACT

About of the introduction of new dental materials commercial marks and if exist some difference in those materials application, the purpose of this study was to evaluate the influence of different materials of inclusion superior complete dentures through the analysis of the movement of the artificial teeth. For so much forty superior complete dentures were made, with dimensional similarities, through a standard form. Those prostheses were divided in four groups with teen specimens each, in agreement with the resin type for inclusion (Vipwave; Ondacryl) and the type of silicon (Zetalabor; Vip-sil) used in the covering. Points were demarcated on the teeth, which served as reference for the measurements of the segments (among the teeth), through the software AutoCAD 2000. The measurements were accomplished in three moments: after the waxed; after the desflasking and after the separation of the cast. The results were submitted to the analysis of variance and the comparisons, when necessary, to the Tukey's test with probability of 5%. The results showed that: all of the groups suffered alterations with a similar behavior, when the shrinkage was evaluated after desflasking, not finding statistical differences among the studied groups ($p < 0,05$). The separation of the cast appeared for the group T1 (resin Vipwave and silicon Zetalabor) alterations significantly ($p < 0,05$) inferior. The group of the alterations, after the desflasking and after the separation, contemplated in a displacement smaller significantly for the group T2 (resin Vipwave and silicon Vip-sil) in relation to T3 (resin Ondacryl and silicon Zetalabor), but not differed significantly of the groups T1 and T4 (resin Ondacryl and silicon Vip-sil). All the tested materials showed acceptable for the complete denture making, however clinically, the prostheses still request occlusal adjustment.

UNITERMS

Denture, complete; acrylic resins; silicones; dental materials, comparative study; tooth, artificial

REFERÊNCIAS

1. Barnabé W. Processamento de próteses totais: influência de quatro técnicas na alteração da posição dos dentes artificiais. [dissertação] Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo; 2000
2. Becker CM, Smith DE, Nicholls JI. The comparison of denture-base processing techniques. Part II. Dimensional changes due to processing. J Prosthet Dent. 1977 Apr.; 37(4): 450-9.
3. Chen JC, Lacefield WR, Castleberry DJ. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. Dent Mater. 1988 Feb.; 4(1): 20-4.
4. Compagnoni MA, Barbosa DB, Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. J Prosthet Dent. 2004 Mar.; 91(3): 281-5.
5. Domitti SS, Ariloli Filho JN, Consani S. Alterações dentais ocorridas na confecção das próteses totais superiores. Rev Odontol UNESP. 1998 jul./dez.; 27 (2): 427-35.

6. Gennari Filho H, Vedovatto E, Lazari JAB, Assunção, WG, Shibayama R. Avaliação comparativa entre três métodos de inclusão de próteses totais polimerizadas pela energia de microondas. Rev Odontol Araçatuba. 2003 ago./dez.; 24(2): 28-34.
7. Goiato MC, Rahal JS, Gennari Filho H, Fajardo RS, Gonçalves WA. Avaliação de alteração dimensional e porosidade em resinas acrílicas entre métodos de polimerização convencional e por microondas. Rev Fac Odontol Porto Alegre. 2000 dez.; 41 (2): 37-40.
8. Hutton B, Feine J, Morais J. Is there an association between edentulism and nutritional state? J Can Dent Assoc. 2002 Mar; 68(3): 182-7.
9. Jamani KD, Moligoda Abuzar MA. Effect of denture thickness on tooth movement during processing of complete dentures. J Oral Rehabil. 1998 Sept.; 25(9): 725-9.
10. Kimura H, Teraoka F, Saito T. Application of microwave for dental technique (part 2). Adaptability of cured acrylic resins. J Osaka Univ Dent Sch 1984 Dec.; 24: 21-9.
11. Komiya O, Kawara M. Stress relaxation of heat-activated acrylic denture base resin in the mold after processing. J Prosthet Dent. 1998 Feb.; 79 (2): 175-81.
12. Mahler DB. Inarticulation of complete denture processed by the compression molding technique. J Prosthet Dent. 1951 Sept.; 1 (5): 551-9.
13. Sadamori S, Ganefiyanti 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. 1994 July; 72(1): 19-22.
14. Shibayama R. Análise da variação da posição relativa dos dentes artificiais durante o processamento de próteses totais superiores, mensuradas por computação gráfica. [dissertação] Araçatuba: Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista; 2002.
15. Sidhaye AB, Master SB. Efficacy of remount procedures using mastigatory performance tests. J Prosthet Dent. 1979 Feb.; 41(2): 129-33.
16. Skinner EW. Acrylic denture base materials. Their physical properties and manipulation. J Prosthet Dent. 1951 Jan.-Mar.; 1(1-2): 161-7.
17. Wesley RC, Henderson D, Frazier QZ, Rayson JH, Ellinger CW, Lutes MR et al. Processing changes in complete dentures: posterior tooth contacts and pin opening. J Prosthet Dent. 1973 Jan.; 29(1): 206-10.
18. Zissis A, Hugget R, Harrison A. Mensuraments methods used for determination of dimensional accuracy of stability of denture base materials. J Dent. 1991 Aug.; 19(4): 199-206.

Recebido em: 10/09/04

Aprovado em: 20/05/05

Marcelo Coelho Goiato
Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP
Departamento de materiais e Prótese – DMOP
Rua José Bonifácio, 1193 – Vila Mendonça
CEP: 16015-050 – Araçatuba – SP.
goiato@foa.unesp.br