

Análise da movimentação dos dentes artificiais em próteses totais superiores. Influência do tipo de polimento

Artificial teeth movement analysis in upper complete denture. Influence of polishing type

Marcelo Coelho GOIATO

Professor Assistente Doutor – 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

Daniela Cristina Zago AMANTÉA

Estagiária – Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – 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

Marcio Leandro Von Dreifus MARINHO

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

RESUMO

O propósito desse estudo foi o de verificar a influência do polimento sobre a posição relativa dos dentes artificiais de próteses totais superiores, quando essas são confeccionadas com diferentes tipos de materiais ou associações, analisando para tanto a diferença entre as distâncias dos dentes pelo método de computação gráfica. Foram confeccionadas quarenta próteses totais superiores idênticas, sendo divididas em oito grupos de cinco espécimes cada de acordo com o tipo de resina (Vipi-wave e Onda-cryl), tipo de silicone para inclusão (Vipi-sil e Zetalabor) e tipo de polimento. As próteses foram polimerizadas em microondas, demouladas e submetidas ao polimento químico e ao polimento mecânico. Em cada fase as próteses foram digitalizadas em scanner de mesa e suas imagens exportadas para o software AutoCad 2000 que possibilitou a mensuração dos segmentos entre os pontos previamente demarcados nos dentes. Os dados foram submetidos ao tratamento estatístico, e os resultados possibilitaram concluir que o polimento físico resultou em alterações significativamente superiores ao polimento químico quando os dados foram analisados independentemente do grupo estudado ($p < 0,05$). O polimento das próteses resultou na grande maioria das amostras em uma recuperação gradual da contração de polimerização. Os grupos em que a resina de eleição foi a Vipi-wave (T1, T1', T2 e T2') apresentaram-se menos susceptível ao polimento químico que os grupos em que a resina foi a Onda-cryl (T3, T3', T4 e T4').

UNITERMOS

Prótese total; resinas acrílicas; polimento dentário, estudo comparativo

INTRODUÇÃO

O sucesso da reabilitação protética está em reproduzir as estruturas biológicas perdidas, tanto no quesito funcional quanto estético. Para tanto, terapêuticas cada vez mais avançadas vêm surgindo para contribuir com essa questão. No entanto da mesma maneira que as próteses substituem o órgão dental perdido estão sujeitas à formação e acúmulo de placa bacteriana, podendo induzir, em certas circunstâncias, infecção à mucosa oral, principalmente quando a reabilitação for

realizada com próteses totais ou parciais removíveis, que requerem base de assentamento confeccionada em resina acrílica¹. Para minimizar a adesão de microrganismos, bem como facilitar a higiene das próteses é de extrema importância o acabamento e polimento que estas recebem, principalmente para evitar a sorção dos fluidos orais¹⁴. Portanto a relação existente entre a facilidade de manutenção do aparelho protético bem como a durabilidade do mesmo está diretamente relacionado com a qualidade da resina acrílica empregada³, seu devido processamento a fim de reduzir ao

máximo sua porosidade^{4,7} e perfeito polimento³. Por muito tempo, os laboratórios de prótese, em geral, têm lançado mão para tal procedimento do polimento com escovas e pastas abrasivas¹⁷. No entanto, desde que apresentado por Gotusso⁸ (1969), o polimento químico dessas bases têm estimulado o aparecimento de inúmeros trabalhos científicos^{3,7,12}. Dentre esses há os trabalhos que se preocuparam em avaliar a influência da imersão da prótese em monômero aquecido sobre as propriedades físicas do material (base de resina acrílica)^{3,12}, assim como sobre suas características superficiais¹⁶. Samuel & Selistre¹⁴ (2000) encontraram diferenças estatisticamente significantes quando compararam o polimento físico com o polimento químico, na avaliação da sorção, solubilidade e microdureza, alegando que a diferença existente pode comprometer o bom desempenho clínico do material. Em contrapartida, Nunes de Mello et al.¹² (2003), relataram a facilidade e economia de tempo quando utilizaram o polimento químico como grupo teste, sendo que Sofou et al.¹⁶ (2001) já haviam detectado um bom desempenho quando se avaliou a rugosidade superficial.

A maioria dos trabalhos que compararam os tipos de polimento se preocupou em verificar suas diferenças (ou igualdades) nos aspectos físicos, sem grandes preocupações para a distorção que esse tipo de procedimento poderia causar na base de resina acrílica e conseqüentemente no posicionamento dos dentes artificiais. Goiato et al.⁷ (2000), ao avaliarem a porosidade e alteração dimensional em discos de resina acrílica termopolimerizável, encontraram fortes evidências de que o polimento químico poderia causar alterações dimensionais, no entanto sem compará-las às alterações do polimento convencional com pastas abrasivas.

Portanto, tendo em vista a utilidade do polimento químico para as bases de resinas acrílicas, sua pouca utilização clínica por falta de dados concretos no que diz respeito às alterações dimensionais, bem como uma comparação dos métodos de polimento sobre diferentes tipos de materiais, o objetivo desse trabalho foi o de avaliar a influência do tipo de polimento no deslocamento dos dentes artificiais de próteses totais superiores, confeccionadas com duas marcas de resinas acrílicas e dois silicones para inclusão, através da leitura por computação gráfica.

MATERIAL E MÉTODO

O estudo basicamente consistiu na reprodução de quarenta próteses totais com semelhanças dimensionais no que diz respeito ao enceramento e posicionamento

dos dentes artificiais. A metodologia empregada seguiu os trabalhos de Gennari-Filho et al.⁵ (2003) e Shibayama¹⁵ (2002) com ligeira modificação na confecção das unidades experimentais. Para realização de tal feito foi necessária a duplicação de um modelo maxilar edêntulo padrão através de um silicone (Silibor - Artigos Odontológicos Clássico Ltda.). A duplicação com o silicone possibilitou a confecção de uma matriz padrão, que após o vazamento de gesso pedra tipo III (Herodent-Vigodent) possibilitou obter quarenta modelos maxilares semelhantes ao padrão. Sobre o modelo edêntulo padrão foi encerada uma prótese total, com espessura da base uniforme (2,5mm) e o posicionamento dos dentes modelo 2D 30M (Vipi-plus – Dental VIPI Ltda.) respeitando a crista do rebordo alveolar. Para que as quarenta unidades experimentais fossem semelhante à prótese padrão, tanto no que diz respeito ao enceramento como o posicionamento dos dentes artificiais, uma placa de níquel-cromo foi confeccionada, através de enceramento, representando os sítios dos dentes, sendo essa placa capturada na duplicação da prótese com silicone para duplicação (Silibor – Artigos Odontológicos Clássico) conforme técnica de Gennari Filho et al.⁶ (2003) passando a constituir a caixa molde padrão. Essa caixa molde representa o negativo perfeito da prótese encerada inicialmente, permitindo o posicionamento dos dentes modelo 2D 30M (Vipi-plus – Dental VIPI Ltda) em seus respectivos sítios. 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 obtiveram-se quarenta réplicas de prótese total superior (em cera) com semelhanças dimensionais. Para a avaliação da movimentação dos dentes artificiais, foram demarcados pontos sobre as cúspides palatinas mesiais dos segundos molares, cúspides palatinas dos segundos pré-molares e incisal do incisivo direito, totalizando cinco pontos que constituíram os seis segmentos (A, B, C, D, E e F) a serem mensurados (Figura 1). Para que esses pontos fossem transferidos na mesma posição para todas as réplicas, foi confeccionado um guia de resina acrílica incolor autopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico Ltda) sobre a prótese padrão e perfurados pontos nos locais previamente selecionados, possibilitando a demarcação dos pontos nas réplicas com o auxílio de um estilete de ponta fina sendo evidenciados com grafite. 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 mensurações. Para a realização das mensurações dos segmentos (Figura 1), as imagens digitais foram exportadas para o software AutoCAD 2000 (AutoDesk inc USA), e devido ao bloco metálico digitalizado conjuntamente permitiu a utilização de uma escala padrão para todas as unidades experimentais. Os pontos demarcados sobre os dentes foram então ampliados (Figura 2) e as mensurações dos segmentos na imagem digitalizada (Figura 3) realizadas 3 vezes cada por um único operador.

Após a digitalização das próteses em cera, procedeu-se a divisão aleatória em oito grupos com cinco espécimes cada respeitando o material utilizado para o processamento das mesmas bem como o tipo de polimento (Quadro 1). Os materiais utilizados para o processamento das próteses foram as resinas Vipi-wave (Dental VIPI Ltda) e Onda-cryl (Artigos Odontológicos Clássico Ltda) e os silicones para inclusão Vipi-sil (Dental VIPI Ltda) e Zetalabor (Zhermack).

Quadro 1 – Divisão dos grupos de acordo com os materiais utilizados para o processamento das próteses e tipo de polimento

Resina	Silicone	Grupo	Polimento
Vipi-Wave	Vipi-Sil	T1	Químico
Vipi-Wave	Vipi-Sil	T1'	Mecânico
Vipi-Wave	Zetalabor	T2	Químico
Vipi-Wave	Zetalabor	T2'	Mecânico
Onda-Cryl	Vipi-Sil	T3	Químico
Onda-Cryl	Vipi-Sil	T3'	Mecânico
Onda-Cryl	Zetalabor	T4	Químico
Onda-Cryl	Zetalabor	T4'	Mecânico

Como as resinas são termopolimerizáveis por microondas, imediatamente após a digitalização das próteses em cera, as unidades experimentais 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). Após a presa final do gesso, procedeu-se a remoção da cera em forno de microondas Panasonic Piccolo (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 5min⁵. 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 po-

tência) para a Vipi-wave e (3min com 40% de potência + 4min em repouso + 3min com 90% de potência) para a Onda-cryl. Após a demuflagem e a separação dos modelos as próteses foram novamente mensuradas, conforme a técnica já descrita. Os grupos T1', T2', T3' e T4' foram submetidos ao polimento convencional com pastas abrasivas utilizando um disco de feltro acoplado a uma politriz a 1725rpm (1,5min pedra pomes e 1,5min branco de espanha) e os grupos T1, T2, T3 e T4 receberam o polimento químico através do dispositivo Termotron PQ 9000 (Termotron do Brasil Ltda., Piracicaba) que consiste no aquecimento automático do fluido para polimento químico (Poli-Quim – Artigos Odontológicos Clássico), imersão das unidades experimentais por 10 segundos, secagem dos espécimes (20s) e lavagem durante 20s em água corrente. Completado o polimento, as próteses foram novamente submetidas à leitura por computação

gráfica e os dados tabulados foram submetidos ao tratamento estatístico da análise de variância com probabilidade de erro de 5% e quando necessário ao teste de Tukey. Portanto, as próteses foram mensura-

das em três etapas: em cera, após o processamento da resina (com as próteses separadas do modelo) e após o polimento, sendo as comparações realizadas entre esses períodos.

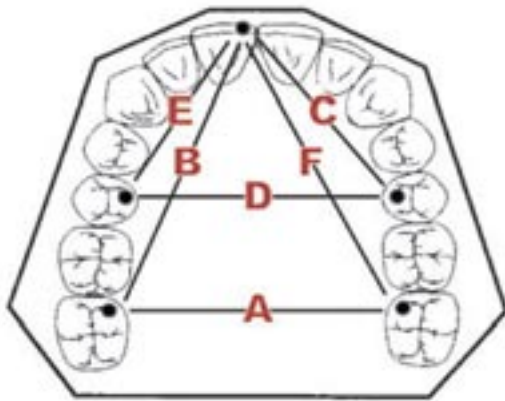


FIGURA 1 – Ilustração dos pontos e os Segmentos.



FIGURA 2 – Ponto ampliado (determinação do centro).

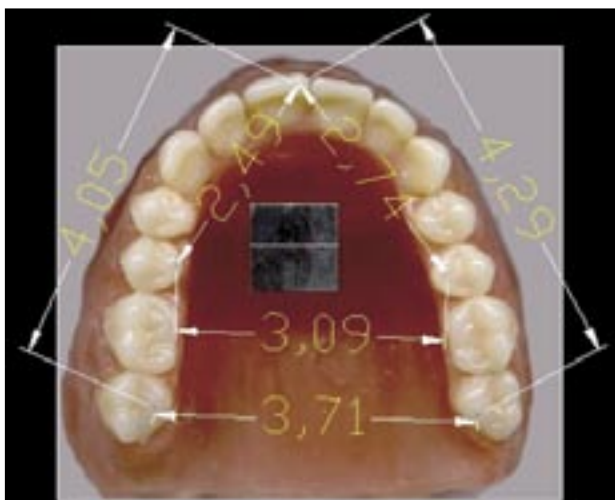


FIGURA 3 – Segmentos mensurados no AutoCAD.

RESULTADOS

A Tabela 2 ilustra a influência do polimento químico sobre as alterações (médias) ocorridas em cada segmento para cada grupo estudado, assim como as alterações médias de cada grupo independentemente do segmento analisado (última coluna), mostrando que apenas ocorreu diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre o grupo T1 em relação aos demais.

A Tabela 3 ilustra as ocorrências para a situação do polimento mecânico, demonstrando neste caso, que os grupos (última coluna), não apresentaram diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

As Tabelas 1 e 2 ainda demonstram as ocorrências relacionadas à mensuração dos segmentos (A, B, C,

D, E e F), comparando a grandeza inter-grupos (colunas), e com relação à média geral dos segmentos independentemente do grupo analisado (última linha), mostrando que houve diferença estatística ($p < 0,05$) apenas na Tabela 2 (polimento químico), enquanto no Quadro 3 (polimento mecânico) essa diferença não foi observada.

A Tabela 3 permite uma comparação entre os grupos que foram confeccionados com os mesmos materiais porém sofreram a técnica de polimento diferente, enquanto a Figura 4 permite comparações das ocorrências inter-grupos, independentemente do segmento analisado.

A Tabela 4 mostra a análise de variância dos fatores estudados.

Tabela 1 – Médias das diferenças dos segmentos ocorridas entre as imagens das próteses processadas e polidas mecanicamente

SEGMENTOS							
GRUPOS	A	B	C	D	E	F	Média
T1	0,0084 A	0,0136 A	0,0044 B	0,0084 B	0,002 B	0,007 B	0,007 B
T2	0,0158 A	0,0296 A	0,0248 AB	0,039 A	0,007 AB	0,029 AB	0,024 A
T3	0,0096 A	0,0318 A	0,0524 A	0,0138 AB	0,0362 A	0,0538 A	0,033 A
T4	0,0196 A	0,016 A	0,0116 B	0,023 AB	0,0178 AB	0,0496 A	0,023 A
Média	0,01335 b	0,02275 ab	0,0233 ab	0,02105 ab	0,01575 b	0,03485 a	

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 – Médias das diferenças dos segmentos ocorridas entre as imagens das próteses processadas e polidas mecanicamente

SEGMENTOS							
GRUPOS	A	B	C	D	E	F	Média
T1'	0,0156 A	0,0476 A	0,0288 A	0,0284 A	0,0812 A	0,0184 A	0,037 A
T2'	0,0182 A	0,0364 A	0,0424 A	0,0316 A	0,025 A	0,0464 A	0,034 A
T3'	0,0238 A	0,0244 A	0,0498 A	0,035 A	0,0162 A	0,0408 A	0,032 A
T4'	0,0202 A	0,0176 A	0,0162 A	0,0142 A	0,0216 A	0,017 A	0,018 A
Média	0,01945 a	0,0315 a	0,0343 a	0,0273 a	0,036 a	0,03065 a	

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 3 – Análise das médias das alterações entre o processamento e polimento independentemente do segmento

TRATAMENTO	Vipi-wave/ Vipi-sil	Vipi-wave/ Zetalabor	Onda-cryl/ Vipi-sil	Onda-cryl/ Zetalabor
Químico	(T1) 0,007 A	(T2) 0,024 A	(T3) 0,033 A	(T4) 0,023 A
Mecânico	(T1') 0,037 B	(T2') 0,034 A	(T3') 0,032 A	(T4') 0,018 A

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

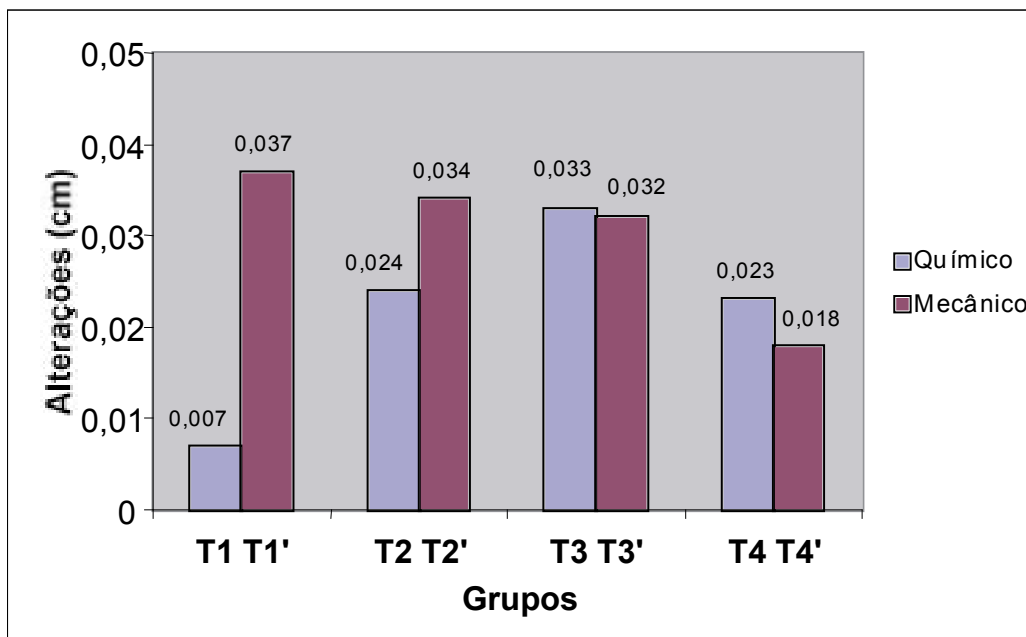


FIGURA 4 – Avaliação das alterações para cada tipo de polimento nos grupos estudados

Tabela 4 – Análise de Variância

Causas da Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob.>F
Polimento	1	0,0038640	0,0038640	4,2091	0,03904
Materiais	3	0,0057076	0,0019025	2,0724	0,10379
Região	5	0,0060019	0,0012004	1,3076	0,26144
Pol x Materiais	3	0,0107426	0,0035809	3,9006	0,00992
Pol x Região	5	0,0031513	0,0006303	0,6865	0,63673
Materiais x Região	15	0,0176410	0,0011443	1,2464	0,23996
Pol x Mater x Região	15	0,0125155	0,0008344	0,9089	0,55546
Resíduo	192	0,1762080	0,0009180		
Total	239	0,2354079			

A Figura 5 ilustra uma avaliação da técnica do polimento num contexto global, ou seja, independentemente do grupo analisado, demonstrando que houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as técnicas de polimento.

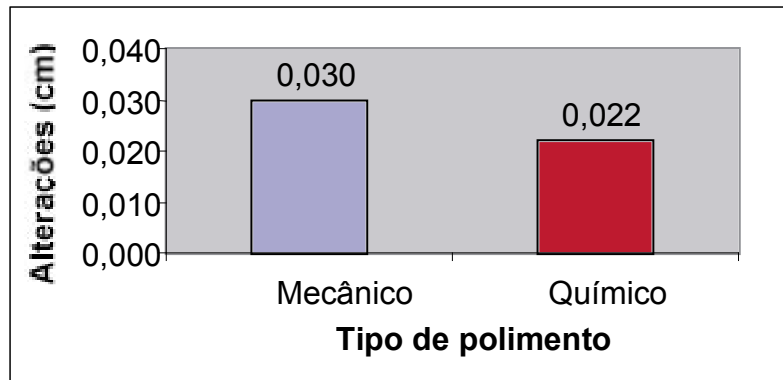


FIGURA 5 – Avaliação do polimento sobre as alterações médias (cm) da posição dentária independentemente do grupo

As Figuras 6 e 7 mostram as discrepâncias das ocorrências (médias) para a etapa do processamento analisada em relação à prótese encerada, ou seja, nas alterações da prótese em cera para a prótese processada e separada

do modelo, e da prótese em cera para a prótese após o polimento, sendo que a FIGURA 6 refere-se às amostras submetidas ao polimento químico enquanto a FIGURA 7 refere-se às submetidas ao polimento mecânico.

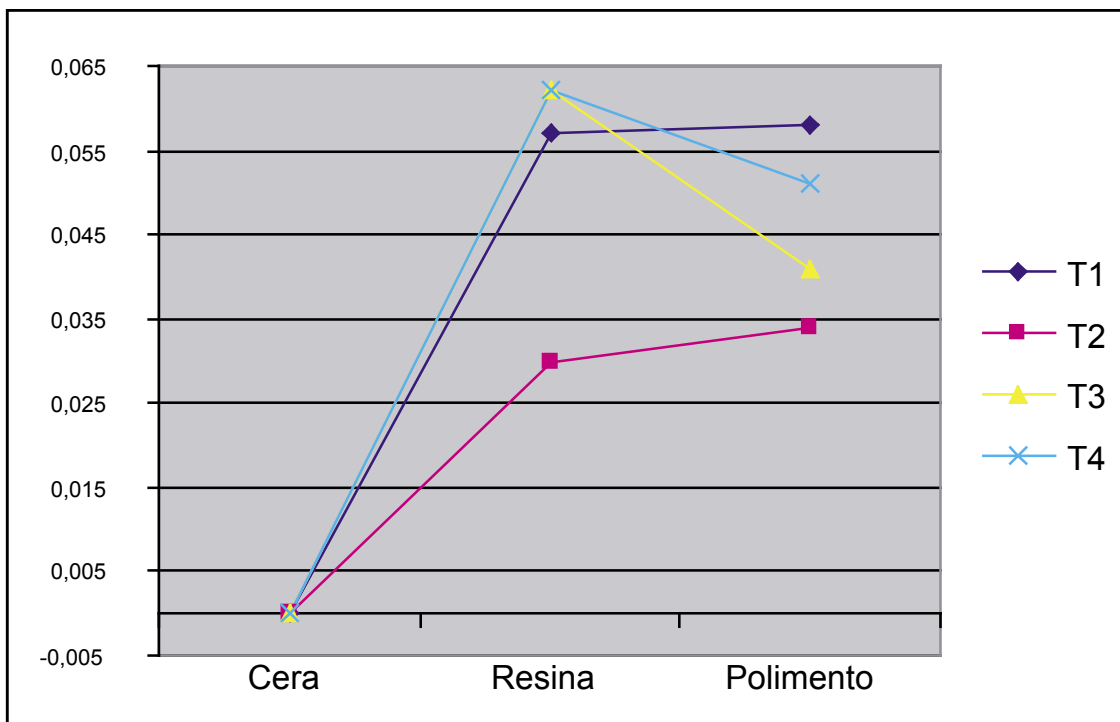


FIGURA 6 – Evolução das alterações (cm) decorrentes de cada etapa do processamento para o polimento químico

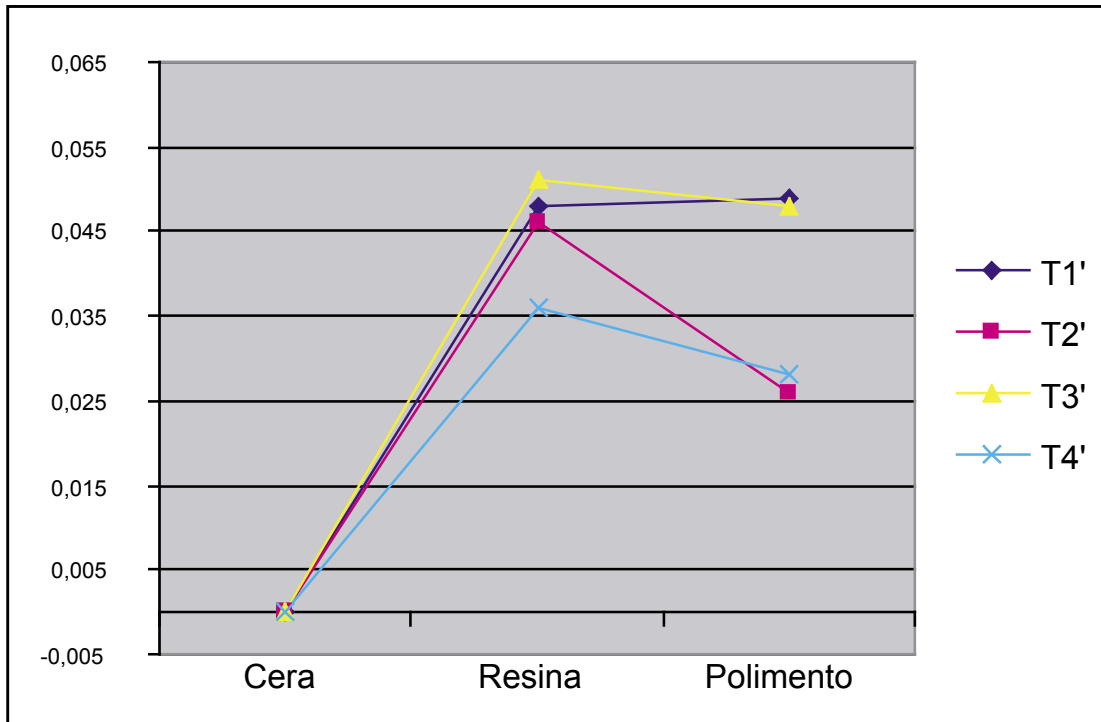


FIGURA 7 – Evolução das alterações (cm) decorrentes de cada etapa do processamento para o polimento mecânico

DISCUSSÃO

Devemos considerar que, para avaliar as alterações decorrentes do processamento, devemos ter conhecimento de como os materiais se comportaram, no que diz respeito às etapas que antecedem a finalização das próteses. Esse foi o principal motivo de abordarmos as modificações da posição dentária na etapa da substituição da cera pela resina, considerando a influência da polimerização da resina e da liberação de tensões após a separação do modelo, sendo que esses aspectos foram analisados conjuntamente, uma vez que a ênfase do trabalho foi dada à etapa do polimento. Como diferentes materiais foram analisados, e estes têm influência direta no grau de distorção das próteses⁵⁻⁶, mesmo após o período da demuflagem, pois de acordo com Machado et al.¹¹ (2002) a resina continua sofrendo modificações em função da liberação de tensões e posteriormente, em função da sorção de água^{10,13}. De acordo com Kimpara & Muench⁹ (1996) e Machado et al.¹¹ (2002) essa sorção pode induzir a recuperação da contração das resinas acrílicas, portanto, a direção com que ocorre a movimentação dos dentes é de extrema importância, o que pode ser observado nas Figuras 6 e 7 em que a maioria dos grupos apresentou declínio nas alterações após o polimento. Outro motivo de se

realizar essa análise foi de visualizar uma tendência comportamental do material, assim como a magnitude das possíveis alterações do polimento em relação à etapa de processamento da resina, uma vez que Gennari-Filho et al.⁵ (2003) apresentaram um comportamento de contração da arcada dentária.

Portanto quando consideramos as alterações decorrentes do tipo de polimento para cada grupo estudado, observamos na Figura 4, que não há uma tendência comparativa no contexto global, podendo apenas ser realizadas as comparações intra-grupos e entre os polimentos. Isso quer dizer que no grupo T1, o polimento químico se comportou de uma maneira enquanto no grupo T3 de outra. Portanto quando comparamos o tipo de polimento, encontramos a maior discrepância entre o mecânico e o químico na associação Resina Vipi-wave e silicone Vipi-sil (Grupos T1 e T1'), sendo que as médias das alterações foram de 0,007cm e 0,037cm para o polimento químico e para o polimento mecânico, respectivamente. Na associação correspondente à Resina Vipi-wave e silicone Zetalabor as médias das alterações estão representadas por 0,034cm para o polimento mecânico (grupo T2') e 0,024cm para o polimento químico (grupo T2). Nos grupos que constituem a resina Onda-cryl a discrepância das alterações entre o tipo de polimento são menos

evidentes, apresentando, nesses grupos, resultados muitos próximos conforme podemos observar na FIGURA 4. Embora os grupos em que se utilizou a resina Vipi-wave (T1, T1', T2 e T2') tenham mostrado as maiores diferenças entre o polimento químico e o polimento mecânico, somente no grupo T1 essa diferença foi estatisticamente significativa ($p < 0,05$), conforme mostra a Tabela 3.

A Figura 4 ainda nos permite visualizar o comportamento isolado do tipo do polimento em relação aos grupos estudados. Com relação ao polimento químico (Tabela 1 – última coluna), ficaram evidentes as menores alterações para o grupo T1 (0,007cm) contrapondo a 0,033cm para o grupo T3. Na ocasião, as alterações dos grupos T2, T3 e T4 ocorreram muito próximas entre si, diferindo estatisticamente ($p > 0,05$) apenas o grupo T1. Já o polimento mecânico (Tabela 2 – última coluna) apresentou como menor média 0,018cm (grupo T4') e maior referente ao grupo T1' (0,037cm), não apresentando diferença estatística ($p < 0,05$) entre os grupos, indicando que o tipo de material de processamento não minimizou, tampouco aumentou as alterações decorrentes do ato de polir. Em função da impossibilidade de se estabelecer uma relação entre o material empregado para o processamento das próteses e almejando resultados objetivos no contexto do tipo do polimento, e sua relação com a magnitude das alterações das posições dos dentes artificiais, as comparações foram realizadas descartando a influência dos grupos, como segue na Figura 5.

Portanto, quando a análise ocorreu considerando somente o tipo de polimento, pudemos observar que as maiores alterações ocorreram em média para as próteses submetidas ao polimento mecânico (Figura 5) em relação às apontadas pelo polimento químico havendo significância estatística entre os fatores ($p < 0,05$). Embora o polimento químico gere um gradiente térmico superior ao polimento mecânico, não causou maiores alterações, no entanto não foi considerado se essas alterações ocorreram no sentido de aumentar a diferença da posição dos dentes em cera ou de recuperar a posição inicial dos dentes. No entanto, nos grupos em que se utilizou a resina Onda-cryl (grupos T3, T3', T4 e T4') essa relação não apareceu na mesma proporção, apresentando para o polimento químico alterações maiores àquelas observadas no mecânico. De acordo com Nunes de Mello et al.¹² (2003), o ciclo de polimerização altera as propriedades físicas bem como a quantidade de monômero residual das próteses, e como os grupos T1 e T2 foram submetidos a um ciclo de polimerização mais longo, esse

fator pode estar relacionado a uma taxa de monômero residual inferior¹² e, conseqüentemente, reduzindo a incorporação de monômero durante o polimento e às alterações no período pós-polimento¹¹.

Embora, considerando apenas os grupos, o polimento químico tenha se diferenciado estatisticamente do mecânico apenas entre os grupos T1 e T1', pela análise da Figura 4, parece ter havido uma tendência dos grupos em que a resina foi Vipi-wave (grupos T1, T1', T2 e T2'), do polimento químico causar menores alterações em relação aos grupos em que a resina de escolha foi a Onda-cryl. Esse fato pode ser explicado pela influência que o tipo de polimento causa nas propriedades físicas da resina testada, uma vez que Braun et al.³ (2003), encontraram diferentes valores de dureza superficial e monômero residual, quando compararam materiais com propriedades diferentes, nos tipos de polimento diferentes (se físico ou químico). De acordo com Machado et al.¹¹ (2002) a quantidade de monômero residual tem influência direta na alteração da resina após a polimerização, uma vez que sua quantidade determina o grau de polimerização da resina, uma vez que a ligação em radicais livres pode ocorrer tardiamente, aumentando assim a contração pós demuflagem².

Devemos também considerar a direção com que ocorreram as distorções, pois até o momento as comparações foram realizadas apenas considerando os dados absolutos, ou seja, em relação à grandeza das alterações sem levar em conta se a distorção após o polimento aumentou o fenômeno de contração da arcada, ou se a alteração após o polimento resultou em recuperação da posição inicial dos dentes artificiais. Portanto, se analisarmos as Figuras (6 e 7) percebemos que na maioria, o polimento teve uma tendência em recuperar a contração da arcada ocorrida durante o processamento da resina (que abrange sua polimerização e a liberação de tensões após separação do modelo), pois se considerarmos as alterações de “cera” para “resina” para “polimento” nas Figuras 6 e 7, vemos que na maioria dos grupos houve uma tendência em diminuir as alterações que ocorreram durante o processamento da resina. Em algumas situações (Figura 6 – Grupos T3 e T4; Figura 7 – Grupos T2', T3' e T4') vemos ainda que ocorrem uma brusca recuperação, sendo que esse fato parece estar mais relacionado ao polimento mecânico do que ao químico, muito provavelmente devido à sorção de água que ocorre nesta situação^{9, 11}, não podendo esquecer que o alívio de tensões continua por um longo período após a demuflagem², sendo que esse alívio pode ser aumentado pelo aquecimento durante o polimento, uma vez que Machado et al.¹¹ (2002) encontraram maiores alterações

imediatamente após a demuflagem ao submeter a resina ao aquecimento em água 55 C, no entanto, atribuindo essas alterações à redução do percentual de monômero residual. Em contrapartida Baydas et al.² (2003) relataram pouca influência das distorções após 72 horas não ocorrendo distorções clinicamente significantes após 24 horas, porém sem analisar o polimento. Devemos considerar que a resina acrílica quando submetida ao polimento químico apresenta um acréscimo dos níveis de monômero residual^{3,12} e se a avaliação fosse realizada num período maior, possivelmente esse monômero poderia se ligar a radicais livres ainda existentes após a polimerização, podendo causar ainda alterações sobre as unidades experimentais.

Comparando as alterações provenientes da polimerização da resina com as alterações provenientes do polimento (Figuras 6 e 7) vemos do ponto de vista quantitativo, que são bastante significantes. No entanto essas alterações nem sempre ocorrem no sentido de contrair a resina acrílica e sim no sentido de expandir, fato que pode ser observado pelas Figuras 6 e 7.

Quando compararmos a grandeza das alterações de “cera” para “resina” (Figura 6 e7), vemos que no geral ocorreram no sentido de contrair a arcada, estando de acordo com os trabalhos de Gennari-Filho et al.⁶ (2003) e Shibayama¹⁵ (2002). Comparando o processamento da resina com o polimento, notamos ainda que as etapas do processamento inerentes à polimerização das resinas são maiores que aquelas provenientes do polimento das próteses, cabendo ainda ressaltar que, em sua maioria, o polimento acarretou num alívio de tensões fazendo com que as distâncias entre os dentes fossem parcialmente recuperadas em alguns grupos, não havendo um comportamento padrão, que pode ser

explicado pelo envolvimento de outros fatores como ciclo de polimerização diferente, resinas de marcas comerciais diferentes. Portanto, embora no contexto global o polimento mecânico tenha diferido estatisticamente do químico ($p < 0,05$), acreditamos que a diferença existente entre as alterações (Figura 4) não influenciem o bom desempenho clínico do material no que diz respeito à modificação da posição relativa dos dentes artificiais, uma vez que um bom ajuste oclusal pode satisfazer os requisitos funcionais da prótese sem trazer, entretanto, prejuízos à eficiência mastigatória do mesmo.

CONCLUSÃO

Tendo em vista os resultados apresentados concluiu-se que:

- As técnicas de polimento estudadas resultaram em alterações de diferentes grandezas entre os grupos estudados;
- As alterações detectadas na fase do polimento tenderam a recuperar, em parte, a posição inicial dos dentes artificiais;
- O polimento mecânico resultou em alterações estatisticamente significantes ($p < 0,05$) em relação ao químico quando a comparação ocorreu independentemente do grupo estudado;
- Os grupos T1, T1', T2 e T2' em que a resina foi a Vipi-wave, apresentaram maior discrepância entre o polimento químico e mecânico em relação aos grupos T3, T3', T4 e T4' em que a resina foi a Onda-cryl, embora diferiu-se significativamente apenas o grupo T1.

ABSTRACT

The purpose of this study was to verify the influence of the polishing on the relative position of artificial teeth of complete denture when those are made with different type of materials or associations, assessing for this to the difference among the distances of the teeth with the graphic computation program. Forty maxillary dentures were made and randomly assigned in four groups with ten specimens in agreement with the acrylic resin type (Vipiwave and Ondacryl) and type of silicone for inclusion (Vipissil and Zetalabor). The dentures were processed by microwave power, desflashed and submitted to chemical and mechanical polishing. The dentures were digitalized in each phase with a scanner and the images exported to the software AutoCad 2000 that allowed the measurements of the segments between the determined points. Data were submitted to the statistical analysis and the results allowed to conclude that the chemical polishing resulted in alterations significantly superior than mechanical polishing, regardless the data independent of the studied group ($p < 0,05$). The denture polishing showed in the great majority of the samples in a gradual recovery of the shrinkage polymerization. The groups that the acrylic resin was Vipi-wave (T1, T1', T2, T2') came less susceptible to the chemical polishing than the groups that the resin was Onda-cryl (T3, T3', T4, T4').

UNITERMS

Denture, complete; acrylic resins; dental polishing, comparative study

AGRADECIMENTO

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

REFERÊNCIAS

1. Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 10th ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996.
2. Baydas S, Bayindir F, Akyil MS. Effect of processing variables (different compression packing processes and investment material types) and time on the dimensional accuracy of polymethyl methacrylate denture bases. *Dent Mater J*. 2003 June; 22 (2): 206-13.
3. Braun KO, Mello JAN, Rached RN, Del Bel Cury AA. Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. *J Oral Rehabil*. 2003 Jan; 30 (1): 91-8.
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. Gennari Filho H, Vedovatto E, Lazari JAB, Assunção WG, Shibayama R. Avaliação comparativa da posição relativa dos dentes artificiais entre três métodos de inclusão de próteses totais polimerizadas em banho de água quente. *Ciênc Odontol Bras*. 2003; out/dez; 6(4): 32-40.
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 da alteração dimensional e porosidades em resinas acrílicas entre métodos de polimerização convencional e por microondas. *Rev Fac Odontol Porto Alegre*. 2000 Dez; 41 (2): 37-40.
8. Gotusso MJ. Chemical surface treatment of acrylic resins. *Rev Asoc Odontol Argent*. 1969 Oct/Dec; 57(10): 359-61.
9. Kimpara ET, Muench A. Influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica. *Rev Pós Grad*. 1996; abr/jun; 3 (2): 110-14.
10. Komiyama 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.
11. Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC. Effect of a heat-treatment on the linear dimensional change of a hard chairside relined resin. *J Prosthet Dent*. 2002 Dec; 88 (6): 611-5.
12. Nunes de Mello JA, Braun KO, Rached RN, Del Bel Cury AA. Reducing the negative effects of chemical polishing in acrylic resins by use of an additional cycle of polymerization. *J Prosthet Dent*. 2003 June; 89 (6): 598-602.
13. Polychronakis N, Yannikakis S, Zissis A. A clinical 5-year longitudinal study on the dimensional changes of complete maxillary dentures. *Int J Prosthodont*. 2003 Jan/Feb; 16 (1): 78-81.
14. Samuel SMW, Selistre CR. Avaliação da influência do polimento químico na sorção, solubilidade e microdureza de uma resina acrílica de termopolimerização. *Rev Fac Odontol Porto Alegre*. 2000 June; 41 (1): 8-13.
15. 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; 2002.
16. Sofou A, Emmanouil J, Peutzfeldt A, Öwall B. The effect of different polishing techniques on the surface roughness of acrylic resin materials. *Eur J Prosthodont Rest Dent*. 2001 Sept/Dec.; 9 (3-4): 117-22.
17. Ulusoy M, Ulusoy N, Aydin AK. An evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. *J Prosthet Dent*. 1986 July; 56 (1): 107-12.

Recebido em: 16/04/05

Aprovado em: 28/02/06

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