

INFLUÊNCIA DE DIFERENTES ESPESSURAS DA CAMADA DE SILICONE E CARGA DE PrensAGEM NA ESTABILIDADE DIMENSIONAL DE PRÓTESES TOTAIS.

INFLUENCE OF DIFFERENT THICKNESSES OF THE LAYERS OF SILICONE AND PRESSURE LOAD ON THE DIMENSIONAL STABILITY OF COMPLETE DENTURE.

Humberto **Gennari Filho**¹
Marcelo Coelho **Goiato**¹
José Vitor Quineli **Mazaro**²
Andressa Paschoal **Amoroso**³
Paulo Renato Junqueira **Zuim**²
Karina Helga **Turcio**²

Resumo: Introdução: As alterações dimensionais do processamento das bases das dentaduras prejudicam a retenção associada à alteração da oclusão, considerada um fator relevante na construção das prótese completas. Portanto, estas alterações devem ser minimizadas para produzir próteses com menores imperfeições, considerando os materiais utilizados, e o conhecimento profissional das técnicas de inclusão e polimerização. **Objetivos:** O propósito deste estudo foi avaliar o deslocamento linear dos dentes artificiais durante o processamento de uma prótese total maxilar, submetida a prensagem com três diferentes camadas de silicone e três cargas de pressão. **Materiais de Método:** Foram obtidas 45 próteses em cera onde foram demarcados pontos nas superfícies incisal do incisivo central direito e nas cúspides dos segundo molares formando os segmentos A, B e C, para permitir suas mensurações através do software AutoCAD. A avaliação dos deslocamentos dos dentes artificiais foi realizada em diferentes situações, variando a espessura do silicone (1,25mm, 2,50 mm, e 3,75 mm) e a aplicação de diferentes cargas durante as prensagens (800 Kgf, 1000Kgf e 1200 Kgf). **Resultados:** Clinicamente, pode ser notado que a menor espessura de silicone com carga mais baixa produziu alterações menores. De um ponto de vista estatístico, não houve diferenças significantes. **Conclusões:** Em todos os grupos foram alteradas a posição dos dentes artificiais. Aqueles incluídos com camada de 1,25mm e 800Kgf mostrou as menores alterações, e com 3,75 milímetros as maiores.

Unitermos: Prótese total; bases de dentaduras; dente artificial; resinas acrílicas.

INTRODUÇÃO

As alterações dimensionais sofridas pela base da dentadura durante a sua construção, além das modificações no relacionamento oclusal, acarretam perda de adaptação e diminuição da retenção, caracterizando-se como fator de relevância na construção das próteses. Portanto, para que estas alterações sejam minimizadas produzindo próteses com menos imperfeições, os materiais utilizados e a técnica preconizada devem ser conhecidos e bem controlados pelo profissional. Apesar disso, é quase impossível que após a demoldagem, com a liberação das próteses do modelo, estas apresentem as mesmas dimensões de quando em cera.

É importante ressaltar que o relacionamento oclusal foi estabelecido nesta fase e que qualquer

alteração promove um desajuste destas superfícies, com o comprometimento da máxima intercuspidação e com perda de contato nas excursões laterais e protrusivas, afetando totalmente o tipo de oclusão estabelecida. Assim, mesmo considerando que todos os cuidados necessários para evitar a mínima alteração, motivada pelas características intrínsecas de cada material, a conduta correta é o procedimento de remontagem em articulador para efetivar o ajuste oclusal através do desgaste seletivo 1,2.

Alguns trabalhos têm sido apresentados com o intuito de analisar soluções minimizem estas alterações de processamento, como contribuição para que as próteses sejam cada vez mais eficazes, manifestando-se em conforto do paciente. Gennari Filho et al.1 (2003) avaliaram a alteração da posição

1 - Professor Titular da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP

2 - Professor Assistente Dr. da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP

3 - Mestre pela Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP

Revista Odontológica de Araçatuba, v.37, n.1, p. 17-24, Janeiro/Abril, 2016

dos dentes artificiais sob influência de três diferentes métodos de inclusão (gesso tipo III, silicone e gesso tipo IV) submetidos à polimerização por banho de água quente. As alterações foram mensuradas com o auxílio de um programa de computação gráfica (AutoCad 2000) que mediu as distâncias de pontos predeterminados nos dentes, definindo a técnica de inclusão com muralha de gesso tipo IV, a que apresentou as menores alterações.

A proposta de mensuração com programa de computação gráfica tem encontrado respaldo nos trabalhos de Archangelo et al.3 (2004) e Assunção et al.4 (2008) que compararam medidas de distâncias lineares e angulares respectivamente utilizando metodologia que confrontava a eficácia do programa AutoCad com o microscópio comparador e o perfilômetro, não encontrando diferença significativa entre as técnicas.

Utilizando a mesma técnica, Shibayama et al.2 (2009) investigaram a alteração da posição dos dentes artificiais quando foi utilizado o gesso pedra tipo III ou muralha de silicone e polimerização em banho de água quente ou por energia de microondas.

As mensurações lineares foram realizadas em pontos predeterminados, sobre as cúspides dos molares, pré-molares e incisivo central, que permitiram verificar melhor acuidade da técnica de inclusão com muralha de silicone e polimerização por energia de microondas, por promover menores alterações das posições dos dentes artificiais.

Amoroso et al.5 (2009) analisaram as alterações de posição dos dentes artificiais de próteses totais maxilares através de programa de computação gráfica AutoCad, em função de todas as etapas do procedimento de inclusão, com barreira de silicone e complementação com gesso tipo III e inclusão com gesso tipo IV ao redor dos dentes e complementação com gesso tipo III. Os resultados mostraram que independentemente da técnica ocorreram alterações lineares em ambos os grupos, em todas as fases de inclusão, sendo que no grupo com muralha de silicone as alterações foram menores e que em ambos os grupos as maiores alterações ocorreram durante o preenchimento da mufla com gesso pedra e após a desinclusão da prótese.

As especulações vão além, quando os pesquisadores levados pela ânsia de determinar o momento, a fase ou o por quê, ou ainda como as prótese se alteram dimensionalmente, buscam fatos que justifiquem tal acontecimento. Assim, pesquisas como a de Kimoto et al.6 (2005) observaram o efeito do resfriamento imediato ou de bancada (140min.) na alteração dimensional de resina termopolimerizável com a finalidade de obter uma visão interna do "stress" causado pela polimerização e contração térmica durante o processo de fabricação de próteses, utilizando "strain gauge" (sensores) inseridos nos corpos de prova. Concluíram que a mufla deve ser resfriada lentamente, em temperatura ambiente, para que as tensões desenvolvidas pela

contração térmica possam ser "relaxadas" durante o processo de resfriamento. Ou ainda, o trabalho de Goiato et al.7 (2006) que analisando o efeito do polimento físico e químico sobre a alteração dimensional de resinas termo polimerizáveis em microondas e inclusão com duas marcas de silicone utilizadas para barreira, através de mensurações de pontos previamente demarcados com o AutoCad, concluíram que o polimento físico resultou em alterações significativamente superiores ao polimento químico quando os dados foram analisados, independentemente do grupo estudado. O polimento das próteses resultou na grande maioria das amostras em uma recuperação gradual da contração de polimerização.

Por outro lado, Consani et al.8 (2009) analisaram a alteração dimensional de próteses totais maxilares sob o efeito de três diferentes métodos de fechamento da mufla de inclusão, com polimerização imediata ou com espera de 6 horas. As análises foram realizadas em relação as desadaptações entre a base da prótese e o modelo, que foram seccionados na região dos caninos, dos primeiros molares e na zona palatal posterior. Concluíram que independentemente do tempo de espera, os métodos de fechamento influem nas desadaptações e que devem ser considerados quando se espera estabilidade e conforto para os pacientes.

Ao analisarmos as facilidades decorrentes da inclusão com barreira de silicone, visto que a prótese como produto final tem aspecto de limpeza sem a incorporação de gesso em sua superfície, além da facilidade de sua recuperação da mufla, podemos questionar qual seria o volume ideal desta barreira que proporcionasse melhor estabilidade para os dentes artificiais? Podemos observar pelos relatos, que apesar da resina acrílica ser um material que vem sendo estudado a tanto tempo, existem lacunas para novos estudos, se considerarmos as evoluções que ocorreram nos últimos tempos, decorrentes do surgimento de novos materiais como as resinas polimerizadas por microondas ou fotopolimerizáveis, pelos silicões de inclusão ou ainda pela busca do entendimento de alguns fatores responsáveis pela interação dos materiais e técnicas. O propósito é sempre executar a melhor técnica com o melhor material para que o produto final seja o mais adequado.

MATERIAL E MÉTODO:

Através do molde de silicone de uma prótese total maxilar, foram obtidos 45 próteses iguais, pelo método da interposição de dentes (2D – 32M - Vipi Plus –Dental VIPI Ltda.) no interior do molde e vazamento de cera líquida (Figura 1). Após o endurecimento da cera e remoção do interior do molde, foram demarcados três pontos com estilete de ponta fina nas pontas das cúspides disto vestibulares dos 2º molares e na superfície incisal do incisivo central direito com auxílio de um guia acrílico

perfurado que permitiu a replicação dos pontos em todas as demais próteses, evidenciados com grafite para maior contraste (Figura 2 e 3).

As próteses em cera foram digitalizadas em um scanner de mesa (Scan Jet 6100C – Hewlett Packard) e a distância entre os pontos demarcados, mensurados pelo programa de computação gráfica AutoCad 2000 (Autodesk inc. USA)^{1,2,3,4} (Figuras 4 e 5). Em seguida, estas próteses foram incluídas na hemimufa inferior, com gesso comum e, após sua presa, revestidas com silicone para inclusão com camadas de espessuras diferentes (Figura 6).

Estas espessuras foram determinadas com silicone prensado entre duas placas de vidro com “stop” de 01 lâmina de cera(1,25mm), 02 lâminas de cera(2,50mm) e 03 lâminas de cera(3,75mm) e adaptadas sobre toda a base e dentes das próteses em cera, exercendo pequena pressão digital para acomodá-la perfeitamente, sem interferir no posicionamento dental, constituindo os segmentos do quadro 1.



Figura 1. Molde com os dentes em posição



Figura 2. Dentadura em cera com o guia em posição



Figura 3. Pontos demarcados com estilete



Figura 4. Prótese em cera sendo digitalizada



Figura 5. Imagem sendo mensurada pelo programa AutoCad

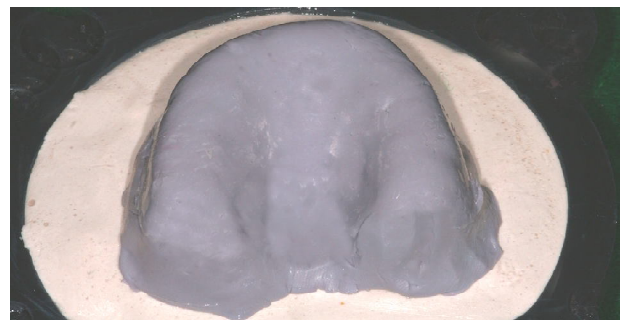


Figura 6. Revestimento da Prótese com silicone

Quadro1. Constituição dos segmentos de acordo com a espessura e a carga aplicada.

SEGMENTOS	ESPESSURA	Número de Amostras	Carga de Prensagem
A	Espessura I	5	800 kgf
	Espessura I	5	1000 kgf
	Espessura I	5	1200 kgf
B	Espessura II	5	800 kgf
	Espessura II	5	1000 kgf
	Espessura II	5	1200 kgf
C	Espessura III	5	800 kgf
	Espessura III	5	1000 kgf
	Espessura III	5	1200 kgf

05 amostras para cada experimento foi que as unidades experimentais apresentaram um pequeno desvio padrão em relação à média encontrada, caracterizando um grupo homogêneo. Deve-se ponderar que as amostras são repetitivas, provindas de um único molde e que as variações dos pontos predeterminados nas próteses em cera, se ocorreram, foram extremamente pequenas, indicando pequena dispersão.

Após a inclusão da camada de silicone, as muflas foram preenchidas com gesso pedra (tipo III) e posteriormente abertas para a eliminação da cera e prensagem da resina acrílica termo polimerizável por energia de microondas Vipi Wave (Dental Vipi Ltda. Pirassununga).

Como observado, no estabelecimento dos segmentos, as próteses foram prensadas com cargas de 800Kgf, 1000Kgf e 1200Kgf em prensa hidráulica e mantidas até o total escoamento da resina e estabilização da pressão exercida. O ciclo de polimerização por energia de microondas foi realizado conforme as instruções do fabricante da resina Vipi Wave: 20 minutos com 20% de potência e 5 minutos com 60% de potência, considerando-se um aparelho de microondas de 800 Watts de potência. As próteses obtidas foram novamente digitalizadas e as distâncias entre os pontos previamente demarcados, novamente mensurados no programa de computação gráfica AutoCad. Cada corpo de prova, tanto em cera quanto polimerizado, foi digitalizado e mensurado por 3 vezes para estabelecer um valor médio.

Após a tabulação, os dados dos três segmentos, antes e após a polimerização, foram analisados para verificar a existência de alterações nas posições dos dentes, decorrentes da variação das espessuras das camadas de silicone e das diversas cargas de prensagem. Foram consideradas nestas análises a diferença entre os valores em cera e após a polimerização.

RESULTADOS

As médias dos dados obtidos dos segmentos A, B e C de acordo com as espessuras da camada de silicone, para cada carga, encontram-se nas tabelas 1, 2 e 3.

Para promover a análise dos dados, a tabela 4 apresenta os valores em centímetro das diferenças entre as médias das dentaduras em cera e após sua polimerização, para cada segmento, espessura e carga.

Pela representação gráfica da tabela 4 é possível visualizar, comparativamente, as diferenças entre as cargas de prensagem de 800 Kgf, 1000 Kgf e 1200Kgf dentro de suas respectivas espessuras, para cada segmento. (gráficos 1, 2 e 3).

Tabela 1. Médias em centímetro dos valores do segmento "A" referente a cada espessura e carga em Kgf, com as dentaduras em cera e após a polimerização.

Espessuras	Carga em Kgf para o segmento "A"					
	800 cera	800 polim	1000 cera	1000 polim	1200 cera	1200 polim
1	3,597	3,600	3,684	3,648	3,628	3,647
2	3,641	3,621	3,638	3,626	3,659	3,612
3	3,658	3,626	3,685	3,680	3,656	3,672

Tabela 2. Médias em centímetros dos valores do segmento "B", referente a cada espessura e carga em Kgf, com as dentaduras em cera e após a polimerização.

Espessuras	Carga em Kgf para o segmento "B"					
	800 cera	800 polim	1000 cera	1000 polim	1200 cera	1200 polim
1	3,911	3,906	4,006	3,956	3,951	3,935
2	3,974	3,935	3,955	3,923	3,989	3,909
3	3,984	3,934	3,997	3,987	3,969	3,950

Tabela 3. Médias em centímetros dos valores do segmento "C", referente a cada espessura e carga em Kgf, com as dentaduras em cera e após a polimerização.

Espessuras	Carga em Kgf para o segmento "C"					
	800 cera	800 polim	1000 cera	1000 polim	1200 cera	1200 polim
1	3,929	3,935	4,032	3,983	3,972	3,967
2	3,968	3,927	3,971	3,935	3,989	3,907
3	3,971	3,929	4,003	3,976	3,978	3,965

Tabela 4. Diferenças em centímetros entre as médias das dentaduras em cera e polimerizada.

Segmentos	Espessuras	Cargas em Kgf		
		800	1000	1200
A	Esp.1	-0,003	0,036	-0,019
	Esp.2	0,020	0,012	0,048
	Esp.3	0,033	0,006	-0,016
B	Esp.1	0,005	0,050	0,016
	Esp.2	0,039	0,032	0,080
	Esp.3	0,018	0,011	0,018
C	Esp.1	-0,006	0,049	0,005
	Esp.2	0,041	0,036	0,082
	Esp.3	0,042	0,028	0,013

Tabela 5: Valores de "p" para a Análise de Variância, com dois fatores de variação, para os três segmentos (A, B e C) analisados.

Variáveis	A	B	C
Espessura	0,29179	0,47261	0,44388
Carga Prensagem	0,13397	0,21861	0,8194

Não houve diferenças estatisticamente significantes.

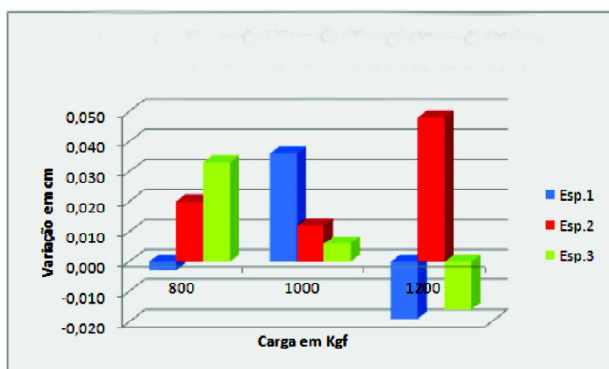


Gráfico 1. Alteração dimensional do segmento "A" relacionada à espessura e Carga aplicada.

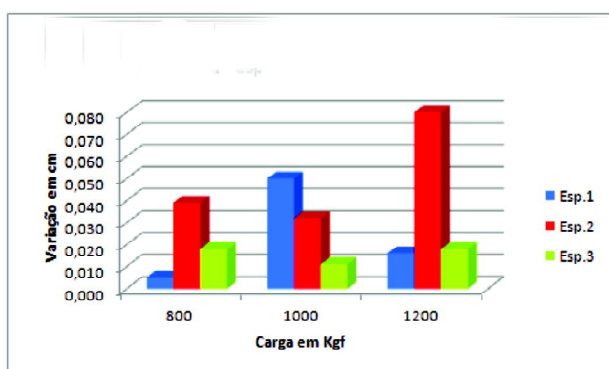


Gráfico 2. Alteração dimensional do segmento "B" relacionada à espessura e Carga aplicada.

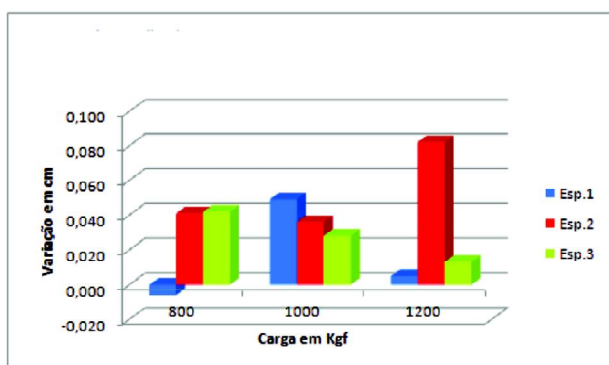


Gráfico 3. Alteração dimensional do segmento "C" relacionada à espessura e Carga aplicada.

Observa-se que todos os grupos analisados sofreram alterações da posição dos dentes artificiais, que as próteses incluídas com espessura de silicone de 1,25mm (espessura 1) foram as que apresentaram as menores alterações dimensionais e que as cargas de 800Kgf foram as que promoveram menores movimentações dos dentes. Independente das espessuras, as cargas de 1200 Kgf apresentaram as maiores movimentações dos dentes artificiais.

Do ponto de vista estatístico, considerou-se que as medidas A, B e C são grandezas diferentes, e não foram comparadas entre si, mas analisadas separadamente considerando dois Fatores de Variação; as três Diferentes espessuras de Silicones na inclusão (Espessuras 1, 2 e 3) e as três diferentes Cargas de Prensagem (800, 1000 e 1200 Kgf).

Inicialmente foi realizada a avaliação da Distribuição dos Dados referentes às diferenças encontradas verificando que a Distribuição dos Dados foi considerada Normal para os segmentos A e C e não Normal para o segmento B. Dessa forma, foi realizada a transformação dos Dados (Raiz quadrada dos dados), constatando a Distribuição Normal dos Dados Transformados, para que o mesmo teste estatístico pudesse ser aplicado aos três segmentos. Após esse procedimento foi realizado o Cálculo Estatístico Paramétrico para Amostras Independentes, por meio de ANÁLISE DE VARIÂNCIA, a um nível de significância de 95% ($p < 0,05$) apresentando 02 fatores de variações: Espessura e Carga, para cada segmento. Não houve diferenças estatísticas significantes entre as medidas em cera e após a polimerização, tanto em relação à Espessura de Silicone de inclusão quanto à Carga/Força aplicada durante a prensagem para todos os segmentos analisados (A, B e C).

DISCUSSÃO

Em princípio, o ideal seria não ocorrer alterações nos valores dos segmentos, indicando estabilidade dimensional na transição das fases de inclusão, polimerização e finalização das próteses, quando todo o processo fosse realizado com 1, 2 ou 3 camadas de silicone, e diferentes cargas de prensagem, representado no gráfico ao nível da linha principal do eixo vertical (0). No entanto, são observadas alterações entre a prótese em cera e após a polimerização relacionadas com as três espessuras de silicone e as três forças aplicadas, cada uma com características específicas. Na observação dos gráficos é visto que quando a coluna está voltada para baixo (do zero) houve um aumento da distância entre os pontos mensurados, pois os valores da prótese em cera foram menores do que os valores da prótese polimerizada (valor negativo). As colunas voltadas para cima caracterizam uma diminuição dessa distância, pois os valores mensurados são menores para as próteses polimerizadas (valores positivos). Podemos aferir, portanto, com poucas exceções, que na maioria dos segmentos ocorreu contração linear entre os pontos mensurados em decorrência de seus valores positivos o que está de acordo com os trabalhos relacionados na literatura 9,10,11,12.

Pela análise dos gráficos observa-se que as colunas mais próximas de zero, no conjunto dos três segmentos é a espessura 1, com carga de 800 Kgf portanto, com as menores alterações. As maiores alterações foram observadas nas próteses prensadas com espessura 2, com carga de 1200 Kgf sendo a diferença entre elas (-0,003cm e 0,082cm) respectivamente igual a 0,085cm portanto, uma variação significativa clinicamente se considerarmos as afirmações de Mahler¹³ (1951), na qual cada movimentação horizontal nos dentes, representa um

acréscimo na dimensão vertical de oclusão ou de Nelson et al.14 (1991) que observaram aumento na dimensão vertical de oclusão após o processamento de próteses em torno de 1mm, tanto com resinas convencionais como com por energia de microondas. Porém, ao analisarmos os gráficos e a tabela 4, observa-se claramente que para os segmentos A, B e C a carga de 800Kgf com espessura 1 foi a que acarretou as menores movimentações dos dentes artificiais pois apresentaram os menores valores além de um valor baixo (0,005mm) na espessura 1 da carga de 1200 Kgf. Os resultados mostraram que independentemente da carga o silicone na espessura 1 apresentou os melhores resultados em função das menores alterações. Por outro lado, a carga de 1200 Kgf na espessura 2 foi a que apresentou as maiores variações lineares. Pode também ser observada a inexistência de um rigor causal nestas alterações e o acontecimento parece ocorrer de forma aleatória entre as variáveis e seus efeitos, pois as mesmas não seguem um padrão. Não podemos deixar de considerar que este material tem resistência inferior ao gesso e que a espessura pode agir como relaxante das tensões por apresentar certa resiliência, mas que pela pressão exercida na inclusão da resina acrílica pode deformar-se modificando, mesmo que em milésimos de centímetro, a posição relativa dos dentes artificiais, o que se traduz como alteração no relacionamento oclusal. Portanto, a prevalência de menores alterações dimensionais lineares para a carga de 800Kgf na espessura 1 provavelmente esteja relacionada ou com a menor resiliência do material ou pelo efeito de uma carga menor.

Outros autores têm correlacionado a estrutura física da prótese como profundidade e tamanho do palato ou mesmo a espessura da base, como possíveis elementos que se somam às alterações inerentes aos materiais utilizados, contribuindo para aumentar a deformação. Neste sentido, o trabalho de Vedovatto¹⁵ (2009) conclui que a profundidade do palato não influenciou na magnitude e na direção da movimentação dos segundos molares, que foram os dentes utilizados como referência para mensuração, ocorrendo a mesma situação quando o tamanho do arco foi analisado por Gennari Filho et al.¹⁶ (2007). Relacionado à espessura da base da prótese Mazarro et al.¹⁷ (2011), concluíram que próteses mais finas (1,25mm) induzem a maior movimentação dos dentes enquanto as intermediárias (2,50mm), as menores movimentações, caracterizando-se como uma espessura ideal para as próteses.

Deve ser lembrado que as considerações aqui discutidas devem ser avaliadas numa situação na qual não foram constatadas diferenças estatisticamente significantes, portanto, do ponto de

vista científico, não haveria diferença significativa entre as diferentes espessuras de camada de silicone e força de prensagem empregadas neste estudo. Além de numericamente as diferenças terem sido menores com a associação espessura 1 e 800 Kgf na prensagem, podemos inferir também que a utilização de menor espessura de silicone acarreta um menor custo no processamento das próteses uma vez que emprega menor quantidade de silicone.

Embora, a partir de um ponto de vista estatístico estas alterações dimensionais possam ser insignificantes, estas podem ter um efeito clínico prejudicial, sendo necessário lembrar que quaisquer alterações na posição dos dentes podem refletir em dificuldade de ajuste e de manutenção da oclusão ideal.

CONCLUSÃO:

De acordo com os resultados obtidos, podemos concluir que estatisticamente, as alterações que ocorreram em relação à espessura de silicone na inclusão e à carga de prensagem utilizada neste estudo não foram significantes.

ABSTRACT: The influence of different thickness of the silicon layer and pressing load on the dimensional stability of dentures. **Introduction:** The dimensional alterations of denture base processing jeopardize adaptation and retention associated to altered occlusion, which are considered relevant factors for fabrication of complete dentures. Therefore, these changes should be minimized to produce prostheses with minor imperfections, considering the materials used, and the professional knowledge of the techniques of inclusion and polymerization. **Objective:** The aim of this study was to evaluate linear tooth displacement during processing of maxillary complete dentures submitted to three layers of silicon and three loads during pressing. **Material and Method:** 45 prostheses were obtained in wax and points were marked on incisal surface of right central incisor and cusp of second molars forming A, B and C segments to allow linear measurement of the replicas through the software AutoCAD. The evaluation of displacement of artificial teeth was carried out in different situations varying the thickness of silicone (1.25 mm, 2.50 mm, and 3.75 mm) and loads applied during the pressings (800 kgf, 1000Kgf and 1200 kgf). **Results:** Clinically it may be noted that the smaller thickness silicon with lower load produced minor changes. From a statistical point of view there were no significant differences. **Conclusion:** All groups have changed the position of the artificial teeth. Those included with 1.25 mm layer and 800Kgf showed minor changes and with 3.75 mm the largest.

UNITERMS: Denture; denture base; tooth, artificial; acrylic resins.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Gennari-Filho H, Vedovatto E, Lazari, J.A.B, 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. *Cienc Odontol Bras*. 2003; 6(4) : 32-40
2. Shibayama R, Gennari-Filho H, Mazaro JVQ, Vedovatto E, Assunção WG. Effect of flasking and polymerization techniques on tooth movement in complete denture processing. *J Prosthodont*. 2009;18(3):259-264.
3. Archangelo, C.M, Martins Junior M, Rocha EP, Pellizzer EP, dos Santos PH. Uso do programa AutoCad como dispositivo para mensuração de distâncias lineares. In: 21º Reunião Anual SBPqo (Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica), 2004, Águas de Lindóia -SP - Brasil. BRAZILIAN ORAL RESEARCH. São Paulo: Serviço de documentação Odontológica - USP, 2004. v. 18. p. 178-178.
4. Assunção WG, Gomes EA, Tabata LF, Gennari-Filho H. A comparison of profilometer and AutoCAD software techniques in evaluation of implant angulation in vitro, *Int j Oral Maxillo Fac implants*. 2008; 23(4): 618-22.
5. Amoroso AP, Gennari-Filho H, Alves LMN, Silva CR, Mazaro JVQ. Estudo das alterações de posição dos dentes artificiais de próteses totais maxilares em função das etapas do procedimento de inclusão. Resumo expandido do XXI Congresso de Iniciação Científica da Unesp, ISBN: 978-85-88792-08-1, São José do Rio Preto, 2009.
6. Kimoto S, Kobayashi N, Kobayashi K, Kawar M. Effect of bench cooling on the dimensional accuracy of heat-cured acrylic denture base material. *Journal of Dentistry*. 2005; 33(1): 57-63.
7. Goiato MC, Vedovatto E, Amantéa DCZ, Gennari-Filho H, Marinho MLVD. Análise da movimentação dos dentes artificiais em próteses totais superiores: Influência do tipo de polimento. *Ciênc Odontol Bras*. 2006; 9 (1): 6-16.
8. Consani RLX, Mesquita MF, Sobrinho LC, Sinhoreti MAC. Dimensional accuracy of upper complete denture bases: the effect of metallic flask closure methods. *Gerodontology*. 2009; 26(1): 58-64.
9. Gharechahi J, Asadzadeh N, Shahabian F, Gharechahi M. Dimensional Changes of Acrylic Resin Denture Bases: Conventional Versus Injection-Molding Technique. *J Dent (Tehran)*. 2014; 11(4): 398–405.
10. El Bahra S, Ludwig K, Samran A, Freitag-Wolf S, Kern M. Linear and volumetric dimensional changes of injection-molded PMMA denture base resins. *Dent Mater*. 2013; 29(11):1091-97.
11. Tae-Yub Kwon, Jung-Yun Ha, Ju-Na Chun, Jun Sik Son, and Kyo-Han Kim. Effects of Prepolymerized Particle Size and Polymerization Kinetics on Volumetric Shrinkage of Dental Modeling Resins. *BioMed Research International*; v. 2014, Article ID 914739, 6 pages, <http://dx.doi.org/10.1155/2014/914739>.
12. Arora S, Khindaria SK, Garg S, Mittal S. Comparative evaluation of linear dimensional changes of four commercially available heat cure acrylic resins. *Contemp Clin Dent*. 2011; 2(3):182-7.
13. Mahler DB. Inarticulation of complete denture processed by compressing molding technique. *J Prosthet Dent*. 1951; 1(5): 551-559.
14. Nelson NW, Kotwal KR, Sevedge SR. Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete denture. *J Prosthet Dent*. 1991; 65(2): 306-8.
15. Vedovatto E. Movimentação dos dentes artificiais em próteses totais com diferentes profundidades de palato. Tese Doutorado. Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, 48p, 2009.
16. Gennari-Filho H, Alves LMN, Vedovatto E, Shibayama R. Análisis de las alteraciones de la posición de los dientes artificiales de prótesis totales maxilares en función del tamaño del arco. *Acta Odontol Venezolana*. 2007; 45(3): artigo nº 6.
17. Mazaro JVQ, Gennari-Filho H, Vedovatto E, Amoroso AP, Pellizzer EP. Influence of different base thicknesses on maxillary complete denture processing: linear and angular graphic on the movement of artificial teeth. *J Craniofac Surg*. 2011; 22(5): 1661-665.

Endereço para correspondência

Humberto Gennari Filho
Rua: José Bonifácio, 1193 – Araçatuba
CEP: 16015-050
Tel: (18)3636-3295 – 98113-3331

e-mail: gennari@foa.unesp.br

