Faculdade Sete Lagoas

Fábio Eugênio Frizzi

Estudo da alteração dimensional entre duas marcas comerciais de silicona de polimerização por adição e duas por condensação

Santo André

2017

Fábio Eugênio Frizzi

Estudo da alteração dimensional entre duas marcas comerciais de silicona de polimerização por adição e duas por condensação

Monografia apresentada ao curso de especialização Latu sensu da Faculdade de Sete Lagoas como requisito parcial da conclusão do curso de especialização em odontologia estética orofacial

Área de concentração: Estética

Orientador: Prof. Dr. Dirceu Vieira

Santo André

2017

Frizzi, Fábio Eugênio

Estudo da alteração dimensional entre duas marcas comerciais de silicona de polimerização por adição e duas por condensação / Fábio Eugênio Frizzi - 2017

13 fl. : il.

Orientador: Prof. Dr. Dirceu Vieira

Monografia (especialização) – Faculdade Sete Lagoas - 2017

Facsete – Faculdade Sete Lagoas

1. Contração sofrida pelas siliconas. 2. Siliconas de adição e condensação

I.Título

II. Prof. Dr. Dirceu Vieira

Faculdade Sete Lagoas

Monografia intitulada estudo da alteração dimensional entre duas marcas comerciais de silicona de polimerização por adição e duas por condensação de autoria do aluno Fábio Eugênio Frizzi aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

_____

Prof. Dr. Dirceu Vieira – Faculdade Sete Lagoas

_____

Prof. Examinador Horácio D'Aguiar Silva Belo

_____

Prof. Examinador José Carlos Mendonça de Jesus

Agradeço aos professores Dr. Dirceu Vieira, Horácio D'Aguiar Silva Belo e José Carlos Mendonça de Jesus pela extrema dedicação mostrada durante o curso.

Aos colegas deste curso pelos momentos de amizade e cumplicidade que compartilhamos.

À minha esposa Adriana, às minhas filhas Júlia e Lívia, que tem me apoiado em todos os momentos da minha vida.

Agradeço sobretudo à Deus, por estar presente em todos os momentos sempre iluminando o meu caminho.

“O sol é para as flores o que os sorrisos são para a Humanidade”

Joseph Addisson

Lista de figuras e tabelas

FIGURA 1 – MODELO REFERÊNCIA..... 5

FIGURA 2 – LINHAS OBTIDAS A PARTIR DO MODELO REFERÊNCIA..... 5

FIGURA 3 – SILICONAS UTILIZADAS NO ESTUDO..... 6

FIGURA 4 – MEDIDA NO MODELO REFERÊNCIA..... 7

FIGURA 5 – MEDIDA NO MODELO DE GESSO..... 7

FIGURA 6 – MODELOS DE GESSO OBTIDOS..... 7

TABELA 1 – MEDIDAS OBTIDAS EM RELAÇÃO AO TEMPO DE VAZAMENTO EM MILÍMETROS..... 9

TABELA 2 – VARIAÇÃO DA CONTRAÇÃO ENTRE O MODELO REFERÊNCIA E OS MODELOS DE GESSO..... 10

Resumo

O objetivo desse trabalho foi verificar e quantificar a contração de polimerização sofrida por duas siliconas de condensação e duas de adição, caracterizadas pelos fabricantes como sendo extremamente confiáveis e de elevada estabilidade dimensional. Para avaliar a contração destas siliconas foram obtidos modelos em gesso que foram vazados em diferentes tempos após a obtenção das moldagens (30 min., 3 hs., 24 hs., 5 dias e 7 dias).

Abstract

The objective of this work was to verify and quantify the contraction of the polymerization suffered by two silicones of condensation and two of addition, characterized by manufacturers as being extremely reliable and having a high dimensional stability. To evaluate the contraction of these silicones some models in plaster were used and they were leaked in different times after the getting of the moldings (30 minutes, 3 hours, 24 hours, 5 days and 7 days).

Sumário

1 INTRODUÇÃO.....1

2 PROPOSIÇÃO.....2

3 REVISÃO DA LITERATURA.....3

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 MODELO DE REFERÊNCIA.....5

4.2 CONFECÇÃO DOS MOLDES E MODELOS.....6

4.3 OBTENÇÃO DAS MEDIDAS.....7

5 DISCUSSÃO.....8

6 CONCLUSÃO.....11

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....12

1. Introdução

Nos últimos anos tem-se observado uma evolução muito grande não só nas técnicas, mas também nos materiais utilizados na odontologia, já que o emprego de materiais de qualidade é fundamental para que se obtenha resultados satisfatórios na prática clínica e laboratorial.

As moldagens para posterior confecção dos modelos são de extrema importância para o bom resultado final dos trabalhos odontológicos. Esta moldagem nada mais é do que levar à boca do paciente um material que consiga copiar com fidelidade as estruturas ali presentes (SILVA, SALVADOR, 2004). A moldagem tem um valor estratégico grande e é uma etapa crítica na obtenção de resultados finais de sucesso (ANTUNES et al., 1997; FARIA et al., 2008; PEREIRA et al., 2010).

Em 1756 Pffaf foi o primeiro a descrever uma técnica para se obter um molde de cera a partir do qual foi construído um modelo de gesso (PHILLIPS, 1984). Já a partir de 1844, Dunning utiliza o gesso como material de moldagem para a confecção de próteses totais (ALDROVANDI, 1953). Charles Stent, em 1857, idealizou um material de moldagem que hoje conhecemos como Godiva (ALDROVANDI, 1953). A partir de 1930, as pastas à base de óxido de zinco e eugenol começaram a ser usadas em pacientes edêntulos e em 1940, foi desenvolvido o hidrocolóide irreversível (STARCKE, 1975).

Mais recentemente surgiram as siliconas, sendo que as de condensação em torno de 1950 e as de adição por volta da metade da década de 70.

As siliconas por condensação apresentam boas características em termos de propriedades físicas e químicas e são consideradas como um dos materiais mais adequados para a fabricação de impressões na indústria odontológica (BUTTA et al., 2008).

As siliconas por adição são os materiais de moldagem mais estáveis, pois nenhum subproduto é liberado; essa estabilidade significa que o molde não precisa ser vazado imediatamente (ANUSAVICE, 1998).

2. Proposição

Afim de comprovar as informações citadas na introdução, resolvemos elaborar este estudo comparando a estabilidade dimensional de algumas siliconas de condensação em relação às de adição, levando em conta o tempo em que os moldes são vazados.

3. Revisão de Literatura

Há quatro tipos de materiais elastoméricos disponíveis no mercado odontológico, que são a silicona por condensação, silicona por adição, polissulfeto (mercaptana) e o poliéter, cada um apresentando composição química e propriedades específicas (CRAIG, 1988).

Os elastômeros são materiais de moldagem que se assemelham à borracha após a reação de presa. Esses materiais são polímeros constituídos por grandes cadeias moleculares que quando submetidas à tensões, se desenrolam, recuperando-se elasticamente após a remoção da carga (CRAIG, 1990).

As siliconas de condensação são bem aceitas no mercado odontológico já que apresentam uma boa relação custo-benefício além de possuírem odor agradável e aspecto liso e limpo bastante aceitável durante seu manuseio e utilização (IDRIS et al., 1995).

As siliconas de condensação podem apresentar uma contração com consequente alteração dimensional devido à sua lenta polimerização. A evaporação do álcool etílico ocasiona a contração deste material portanto, não é recomendado vazar o molde mais de uma vez já que esta contração aumenta com o passar do tempo (GARONE NETTO, 1998).

Liberar gás hidrogênio como subproduto da reação não afeta a estabilidade dimensional das siliconas de adição porém, pode alterar a qualidade do gesso vazado devendo assim, serem observadas as instruções dos fabricantes quanto ao tempo necessário para que o modelo seja vazado, até que todo o gás hidrogênio seja liberado do molde (GARONE NETTO, 1998).

As siliconas de adição são os materiais de moldagem mais estáveis pois nenhum subproduto volátil que prejudique sua estabilidade é liberado significando que o molde não precise ser vazado imediatamente (ANUSAVICE, 1998).

Entre outras vantagens, as siliconas de adição apresentam excelente recuperação elástica, fácil manuseio, capacidade de produzir múltiplos modelos a partir de uma única impressão e boa reprodutibilidade de detalhes (PERRIE, 2003).

A polimerização das siliconas de condensação é acompanhada pela liberação de álcool etílico, que é maior na consistência leve do que na pesada e para que a estabilidade dimensional não seja tão afetada, pode ser utilizada a técnica da moldagem de dois passos com consistência pesada e leve, reduzindo assim a contração de polimerização das siliconas de condensação (ROBERT; JOHM, 2004).

As siliconas de adição são os materiais mais precisos do mercado devido à sua pouca alteração dimensional (PEGORARO, 2004).

Nas siliconas de adição ocorre apenas liberação de gás hidrogênio da massa do material em razão de uma reação secundária entretanto, esta liberação não provoca distorção deste material de moldagem (SHEN, 2005).

4. Material e Método

4.1 Do Modelo Referência

Foi utilizado um modelo de referência confeccionado em resina acrílica onde determinamos 3 pontos (A, B e C) sendo que a união destes pontos nos deram as retas A-B, A-C e B-C e com a união destas retas formou-se um triângulo escaleno (três lados diferentes). O ponto A foi colocado entre os incisivos centrais superiores, o ponto B na distal do dente 17 e o C na distal do dente 27.



Fig. 1 - Modelo Referência

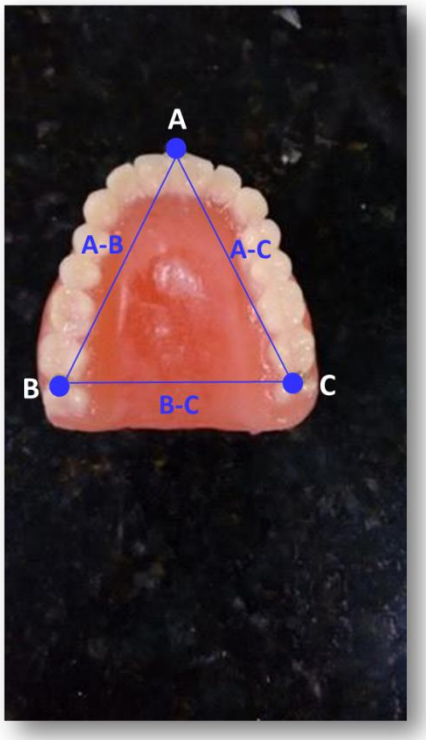


Fig. 2 – Linhas Obtidas

4.2 Confecção dos Moldes e Modelos

Para a obtenção dos moldes foram utilizadas 2 siliconas de adição (Express XT – 3M e Futura AD – DFL) e 2 siliconas de condensação (Zetaplus/Oranwash– Zhermack e Optosil/Xantopren – Heraeus Kulzer). Para cada silicona foram feitos 5 moldes (20 no total) que foram vazados em 30 min., 3 horas, 24 horas, 5 dias e 7 dias após a obtenção destes moldes.

Para a realização dos moldes foi utilizada a técnica de dupla moldagem com a utilização de um filme plástico como alívio entre o material denso e o fluído e 20 moldeiras superiores metálicas. Os moldes foram mantidos à temperatura constante de 23 graus Celsius até serem vazados.

Os modelos foram vazados com gesso especial tipo IV (marca Flexsiv). A proporção água/pó foi realizada seguindo as recomendações do fabricante, com a aglutinação manual com gral de borracha e espátula própria para gesso e posterior manipulação em um vibrador de gesso (marca Protécni) por aproximadamente 30 segundos cada afim de evitar bolhas nos modelos.



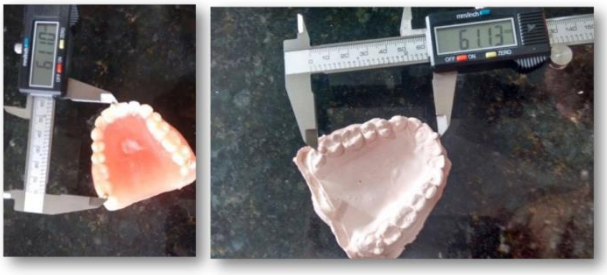
Fig. 3 – Siliconas utilizadas no estudo

4.3 Obtenção das Medidas

O modelo de referência e os modelos de gesso obtidos tiveram seus pontos (A, B e C) mensurados através de um parquímetro digital da marca LEE onde segundo o fabricante a margem de erro é insignificante (no máximo 0,02 mm).

Foram realizadas medições em todos os modelos para a obtenção das retas A-B, A-C e B-C. Para cada reta foram feitas 5 medidas e o resultado obtido é a média destas medidas, diminuindo assim a possibilidade de erro nas medições.

Para se obter uma ideia mais abrangente das contrações de polimerização que as siliconas possam sofrer em relação ao tempo de vazamento, para cada modelo obtido foi calculada a área do triângulo escaleno formado pelas retas A-B, A-C e B-C. A área foi calculada pela fórmula de Heron para um triângulo qualquer.



Figs. 4 e 5 – Medidas nos modelos referência e de gesso



Fig. 6 – Modelos utilizados no estudo

5. Discussão

Os dados obtidos estão relatados em duas tabelas, sendo que a Tabela 1 demonstra a contração (em milímetros) sofrida pelas quatro siliconas analisadas em relação ao tempo de vazamento dos modelos. As medidas foram tomadas a partir de retas que passam pelos pontos A, B e C e também da área do triângulo formado por estes pontos; na Tabela 2, temos estes dados expressos em porcentagem para uma melhor visualização desta contração.

Os resultados deste trabalho assim como descreve Pegoraro (2004) confirmam que as siliconas de adição são mais estáveis que as de condensação e produziram modelos de gesso mais precisos.

As siliconas de adição analisadas (Futura AD e Express XT) apresentaram resultados estatisticamente semelhantes onde praticamente não se observa distorções, nem quando os modelos foram vazados após 7 dias.

Em relação às siliconas polimerizadas por condensação (Optosil/Xantopren e Zetaplus/Oranwash), os resultados nos mostraram que houve alterações dimensionais mais significativas principalmente nos modelos vazados a partir de 24 horas da obtenção dos moldes. A Optosil/Xantopren apresenta uma contração maior que a Zetaplus/Oranwash o que ficou evidente nos modelos vazador após 24 horas, 5 e 7 dias. O pior desempenho desse material em relação às siliconas de adição é devido a evaporação do álcool etílico o que provoca a contração das siliconas de condensação (GARONE NETTO, 1998). Para diminuir o problema em relação a essa deformação é recomendado utilizar a técnica da moldagem em dois passos. (ROBERT; JOHM, 2004).

Tabela 1 - Medidas obtidas em relação ao tempo de vazamento (em mm)

	OPTOSIL/XANTOPREN (HERAUS KULZER)				ZETAPLUS/ORANWASH (ZHERMACK)				FUTURA AD (DFL)				EXPRESS XT (3M)			
MEDIDA PELO TEMPO	A-B	A-C	B-C	ÁREA DO △	A-B	A-C	B-C	ÁREA DO △	A-B	A-C	B-C	ÁREA DO △	A-B	A-C	B-C	ÁREA DO △
MODELO REF	**61,12 mm**	62,33 mm	58,06 mm	1580 mm²	61,12 mm	62,33 mm	58,06 mm	1580 mm²	61,12 mm	62,33 mm	58,06 mm	1580 mm²	61,12 mm	62,33 mm	58,06 mm	1580 mm²
30MIN	61,11 mm	62,31 mm	58,07 mm	1581 mm²	61,13 mm	62,33 mm	58,05 mm	1580 mm²	61,13 mm	62,33 mm	58,06 mm	1581 mm²	61,10 mm	62,31 mm	58,06 mm	1580 mm²
3H	61,10 mm	62,29 mm	58,06 mm	1579 mm²	61,12 mm	62,34 mm	58,05 mm	1580 mm²	61,14 mm	62,33 mm	58,04 mm	1580 mm²	61,10 mm	62,30 mm	58,02 mm	1579 mm²
24H	61,05 mm	62,19 mm	57,95 mm	1574 mm²	61,10 mm	62,27 mm	58,04 mm	1578 mm²	61,14 mm	62,33 mm	58,05 mm	1581 mm²	61,10 mm	62,31 mm	58,01 mm	1579 mm²
5DIAS	60,95 mm	62,07 mm	57,87 mm	1571 mm²	61,07 mm	62,25 mm	57,96 mm	1577 mm²	61,12 mm	62,32 mm	58,06 mm	1581 mm²	61,11 mm	62,32 mm	58,01 mm	1580 mm²
7DIAS	60,91 mm	62,02 mm	57,82 mm	1568 mm²	61,03 mm	62,23 mm	57,91 mm	1576 mm²	61,10 mm	62,31 mm	58,05 mm	1580 mm²	61,10 mm	62,30 mm	58,02 mm	1579 mm²

Tabela 2 - Variação da contração entre o modelo referência e os modelos de gesso em %

	OPTOSIL/XANTOPREN (HERAUS KULZER)				ZETAPLUS/ORANWASH (ZHERMACK)				FUTURA AD (DFL)				EXPRESS XT (3M)			
MEDIDA PELO TEMPO	A-B	A-C	B-C	ÁREA DO ▲	A-B	A-C	B-C	ÁREA DO ▲	A-B	A-C	B-C	ÁREA DO ▲	A-B	A-C	B-C	ÁREA DO ▲
30MIN	-0,02 %	-0,03 %	+0,01 %	+0,06 %	+0,02 %	0 %	-0,02 %	0 %	+0,02 %	0 %	0 %	+0,06 %	-0,03 %	-0,03 %	0 %	0 %
3H	-0,03 %	-0,06 %	0,00 %	-0,06 %	0 %	+0,02 %	-0,02 %	0 %	+0,03 %	0 %	-0,03 %	0 %	-0,03 %	-0,05 %	-0,07 %	-0,06 %
24H	-0,11 %	-0,22 %	-0,19 %	-0,38 %	-0,03 %	-0,09 %	-0,03 %	-0,13 %	+0,03 %	0 %	-0,02 %	+0,06 %	-0,03 %	-0,03 %	-0,09 %	-0,06 %
5DIAS	-0,28 %	-0,42 %	-0,33 %	-0,57 %	-0,08 %	-0,13 %	-0,17 %	-0,19 %	0 %	-0,02 %	0 %	+0,06 %	-0,02 %	-0,02 %	-0,09 %	0 %
7DIAS	-0,34 %	-0,48 %	-0,41 %	**-0,76 %**	-0,15 %	-0,16 %	-0,26 %	**-0,25 %**	-0,03 %	-0,03 %	-0,02 %	**0 %**	-0,03 %	-0,05 %	-0,07 %	**-0,06 %**

6. Conclusão

Os resultados apresentados demonstram que tanto as siliconas polimerizadas por adição quanto as por condensação apresentaram resultados satisfatórios para uso na clínica odontológica, sendo que as primeiras mostraram ter uma estabilidade dimensional superior.

Os moldes de silicona de condensação que foram vazados em até 3 horas após serem confeccionados não apresentaram deformidades, inclusive com resultados semelhantes às siliconas de adição analisadas neste estudo. Entretanto, os moldes deste material que foram vazados após 24 horas, 5 e 7 dias apresentaram uma contração significativa sendo que a Optosil/Xantopren apresentou maiores distorções que a Zetaplus/Oranwash.

Os moldes da silicona de adição, tanto os da Futura AD quanto da Express XT, que foram vazados em todos os intervalos de tempo (30 min., 3 hs., 24 hs., 5 e 7 dias) demonstraram grande estabilidade dimensional praticamente não sofrendo alterações.

Concluímos então que os moldes de silicona de condensação devam ser vazados em até 3 horas após serem retirados da boca e que os moldes de silicona de adição podem ser armazenado por pelo menos 7 dias antes de serem vazados e isso não provocará alterações dimensionais significativas.

Referências Bibliográficas

ALDROVANDI, C. **Dentaduras Completas**. São Paulo, folha odontológica, v. 1, cap. 4, materiais de moldagem, p. 103-119, 1953.

ANTUNES, R. P. A. et al. **Avaliação da capacidade de cópia de materiais de moldagem elastoméricos de diferentes sistemas por meio de uma técnica aplicável clinicamente**. Rev. Odontol. Univ. São Paulo, Bauru, v. 11, n. 4, p. 263-271, out/dez. 1997.

ANUSAVICE K. J. Phillips **Materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.

BUTTA et al. **Type IV gypsum compatibility with five addition-reaction silicone impression materials**. J. Prosthet. Dent., St. Louis, v. 93, n.6, p. 540-544, 2008.

CRAIG, R. G. **Review of dental impression materials**. Adv. Dent. Res., 1988 Aug; 2 (1) 51-64

CRAIG, R. G. et. Al., **Comparison of commercial elastomeric impression materials**. Operative Dent., Michigan, v. 15, n. 3, p.94-104, 1990.

CRAIG, R. G. **Restroative Dental Materials**, 10 ed., Missouri – EUA, Mosby-year book, Inc. p. 282-332. 1997

FARIA, A. C. L. et al. **Accuracy of stone casts obtained by different impression materials**. Braz. Oral Res., São Paulo, v. 22, n. 4, p. 293-298, 2008.

GARONE NETTO, N.; BURGUER, R. C. **Inlay e onlay metálica e estética**. São Paulo: Quintessence, 1998.

IDRIS, B. et al. **Comparison of the dimensional accuracy of one and two step tecnique with the use of putty/wash addition silicone impression materials**. J. Prosthet. Dent., St. Louis, v. 74, n. 5, p. 535-541, nov. 1995.

PEGORARO, L. F. et al. **Prótese fixa**. 4 ed. São Paulo: Artes Médicas, 2004.

PEREIRA, J. R. et al. **Linear dimensional changes in plaster die models using different elastomeric materials**. Bras. Oral Res., São Paulo, v. 24, n. 3, p.336-341, July/Sept. 2010.

PERRIE, C. S. **Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist and wet conditions**. J. Prosthet. Dent., St. Louis, v. 90, n.1, p. 365-372, Apr. 2003.

PHILLIPS R. W. **Materiais dentários de Skinner**. 8. ed. Rio de Janeiro. Interamericana, 1984.

SHEN C. **Materiais de Moldagem** In: Phillips A. K. Materiais Dentários. 11. Ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. P. 193-238.

SILVA, S. M. L. M. de; SALVADOR, M. C. G. **Effect of desinfection technique on the linear dimensional stability of dental impression materials**. J. Appl. Oral Sci., Bauru, v. 12, n. 3, p. 244-249, July/Sept. 2004.

STARCKE E. N. **A historical reviewof complete denture impression materials**. J. Am. Dent. Assoc. v. 5, p. 1037-1040. nov., 1975.