

Avaliação de fatores de interferência na rugosidade superficial de modelos de gessos obtidos a partir de moldes de materiais elastoméricos

Evaluation of interference factors in the surface roughness of gypsum models obtained from elastomeric material molds

ÁGATHA MARTINS AGUIAR

Discente de Odontologia (UNIPAM)
agathama@unipam.edu.br

HELVÉCIO MARANGON JÚNIOR

Professor orientador (UNIPAM)
helveciomjr@unipam.edu.br

LEONARDO BÍSCARO PEREIRA

Professor coorientador (UNIPAM)
leonardobiscaro@unipam.edu.br

Resumo: A rugosidade superficial de modelos de gesso é um fator essencial para o êxito de tratamentos reabilitadores. Este estudo teve como objetivo avaliar os fatores que influenciam a rugosidade superficial de modelos de gesso tipo IV, obtidos a partir de moldes de materiais elastoméricos, considerando diferentes protocolos de tempo de manipulação e proporção entre pasta base e pasta catalisadora. Foi observada uma diferença estatisticamente significativa em modelos de gesso construídos a partir de moldes de poliéter com menor quantidade de pasta catalisadora (50% a menos) em comparação aos modelos preparados com a proporção recomendada pelo fabricante. Nos demais grupos testados, não foram observadas diferenças estatísticas significativas. Este estudo poderá contribuir para que profissionais da saúde bucal reduzam interferências na rugosidade superficial de modelos de gesso, aumentando a confiabilidade e promovendo maior sucesso nos tratamentos reabilitadores.

Palavras-chave: rugosidade superficial; modelos de gesso; materiais elastoméricos; poliéter; reabilitação oral.

Abstract: The surface roughness of gypsum models is a key factor for the success of rehabilitative treatments. This study aimed to evaluate the factors influencing the surface roughness of type IV gypsum models obtained from elastomeric material impressions, considering different manipulation time protocols and the ratio between base paste and catalyst paste. A statistically significant difference was observed in gypsum models constructed from polyether impressions with a lower amount of catalyst paste (50% less) compared to models prepared with the manufacturer's recommended ratio. No statistically significant differences were observed in the other tested groups. This study may help oral health professionals reduce interferences in the surface roughness of gypsum models, increasing reliability and promoting greater success in rehabilitative treatments.

Keywords: surface roughness; gypsum models; elastomeric materials; polyether; oral rehabilitation.

1 INTRODUÇÃO

O gesso odontológico é um material amplamente utilizado na odontologia para a confecção de modelos dentários e próteses. Trata-se de uma substância versátil que desempenha um papel fundamental em diversos procedimentos odontológicos, incluindo restaurações, ortodontia e próteses dentárias. O gesso odontológico é geralmente composto por sulfato de cálcio hemidratado ($\text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2} \text{H}_2\text{O}$) e água. Sua formulação é cuidadosamente balanceada para proporcionar propriedades ideais de presa, resistência e manipulação em contextos odontológicos (Craig *et al.*, 2012; Anusavice *et al.*, 2013).

A rugosidade superficial é uma propriedade mecânica essencial dos gessos odontológicos, pois afeta diretamente a precisão dos modelos dentários e das próteses produzidas. Essa propriedade refere-se à aspereza ou textura da superfície de um material e exerce um impacto significativo na qualidade do trabalho odontológico. A rugosidade superficial influencia diretamente a capacidade do gesso em reproduzir com precisão os detalhes das impressões dentárias, sendo que superfícies mais rugosas podem comprometer a fidelidade do modelo (Smith *et al.*, 2018; Jones *et al.*, 2020).

Os materiais de moldagem elastoméricos desempenham um papel essencial em diversas áreas, incluindo odontologia, prototipagem industrial e produção de peças de precisão. Duas classes amplamente utilizadas de elastômeros para moldagem são as siliconas de condensação e os poliéteres. As siliconas de condensação são materiais de moldagem populares devido às suas excelentes propriedades físicas e químicas. Elas são altamente flexíveis e elásticas, o que as torna ideais para moldar objetos com formas complexas e detalhes finos. Os poliéteres, por sua vez, são conhecidos por sua elevada precisão dimensional, sendo frequentemente utilizados em aplicações odontológicas para criar moldes de alta precisão de dentes e gengivas. No entanto, os poliéteres podem ser menos flexíveis e elásticos do que as siliconas de condensação, o que pode limitar sua aplicação na moldagem de formas muito complexas (Noda *et al.*, 2002).

A manipulação adequada de materiais elastoméricos é essencial para garantir que esses materiais mantenham suas propriedades físicas ideais, assegurando a qualidade dos produtos moldados. Para isso, é fundamental seguir as diretrizes recomendadas pelo fabricante e adotar boas práticas de manipulação em todas as aplicações que envolvem elastômeros (Powers; Wataha, 2009).

Portanto, torna-se essencial a realização de projetos como este, que investiguem o impacto de fatores de interferência na rugosidade superficial de modelos de gesso odontológico do tipo IV obtidos a partir de moldes confeccionados com materiais elastoméricos. A análise da influência desses fatores durante a manipulação dos materiais elastoméricos pode ser valiosa para profissionais da odontologia, incluindo cirurgiões-dentistas, protesistas e técnicos de laboratório, ao minimizar alterações na rugosidade superficial dos modelos produzidos. Isso, por sua vez, contribui para a melhoria na adaptação, retenção e nos ajustes necessários em trabalhos de reabilitação bucal.

2 METODOLOGIA

2.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Foram utilizados, neste trabalho experimental, 10 (dez) corpos de prova confeccionados de forma padronizada com gesso odontológico do tipo especial (tipo IV) de uma mesma marca comercial (Zhermack Elite Rock), vazados a partir de moldes de silicona de condensação da mesma marca comercial (Perfil Kit – Vigodent) e de poliéter da mesma marca comercial (Impregum – 3M).

2.2 PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Para a confecção dos corpos de prova deste experimento, foi utilizado um dispositivo padrão, adaptado de uma estrutura de plástico circular (porta-comprimidos), conforme a Imagem 1. O dispositivo padrão foi utilizado para alojar o material elastomérico durante o experimento. Na parte central da tampa do dispositivo, foi acoplado e colado um corpo quadrilátero de vidro, destinado à impressão negativa no material.

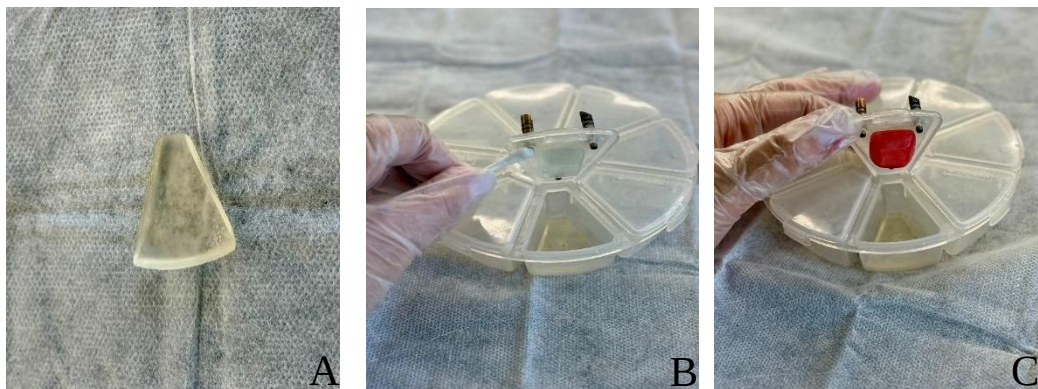
Imagem 1: Dispositivo padrão adaptado de estrutura de plástico circular (porta comprimidos)



Fonte: arquivo dos autores, 2024.

Foram utilizados dois tipos diferentes de elastômeros: uma silicona de condensação e um poliéter. Para o uso da silicona de condensação (composta inicialmente pela pasta base e pelo catalisador), foi encaixada no corpo quadrilátero de vidro uma cobertura sobressalente, confeccionada em resina acrílica, para a impressão inicial, conforme a imagem. Além disso, na base, também de vidro, foi confeccionada uma estrutura para permitir a retirada do material sem que ele aderisse ao fundo após a presa final.

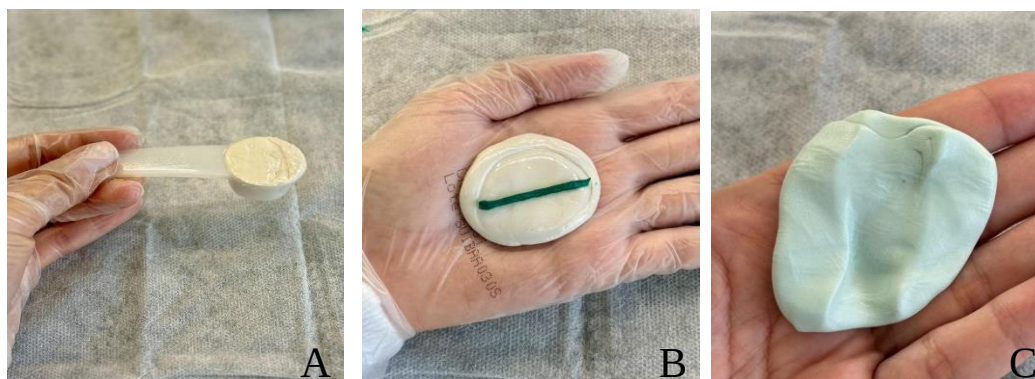
Imagem 2: A) corpo quadrilátero em vidro acoplado na parte central da tampa do dispositivo; B) cobertura sobressalente confeccionada em resina acrílica; C) confecção de estrutura em vidro para a base do dispositivo



Fonte: arquivo dos autores, 2024

Para o controle do experimento, a manipulação inicial da silicona de condensação foi realizada em conformidade com as recomendações do fabricante quanto à temperatura, tempo e proporção entre pasta densa e catalisador. O fabricante recomenda uma medida de pasta densa correspondente ao diâmetro da marca do medidor e a mesma quantidade de catalisador, conforme ilustrado na imagem 3. O tempo de manipulação foi de 30 segundos. A manipulação foi realizada por um único operador, utilizando as pontas dos dedos sem o uso de luvas de látex.

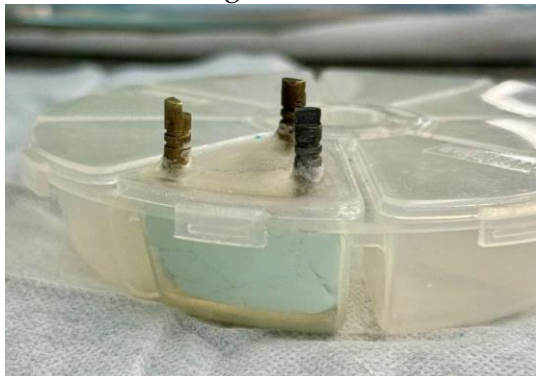
Imagem 3: A) uma medida da pasta densa; B) catalisador quantificado correspondente ao diâmetro; C) material de moldagem elastomérico após 30 segundos de manipulação



Fonte: arquivo dos autores, 2024.

Após a manipulação, o material foi inserido no dispositivo previamente vaselinado nas extremidades para facilitar sua remoção após a presa. Com a tampa do dispositivo fechada, o tempo de presa foi de 5 minutos, conforme ilustrado na Imagem 4.

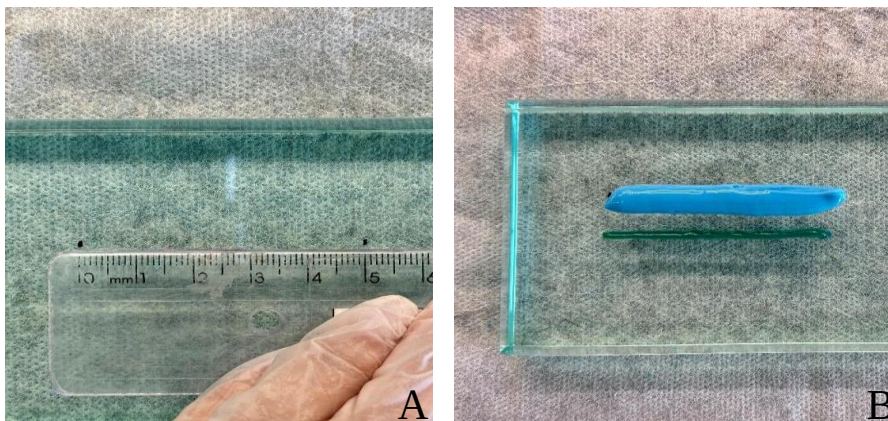
Imagem 4: material de moldagem elastomérico em tempo de presa



Fonte: arquivo dos autores, 2024.

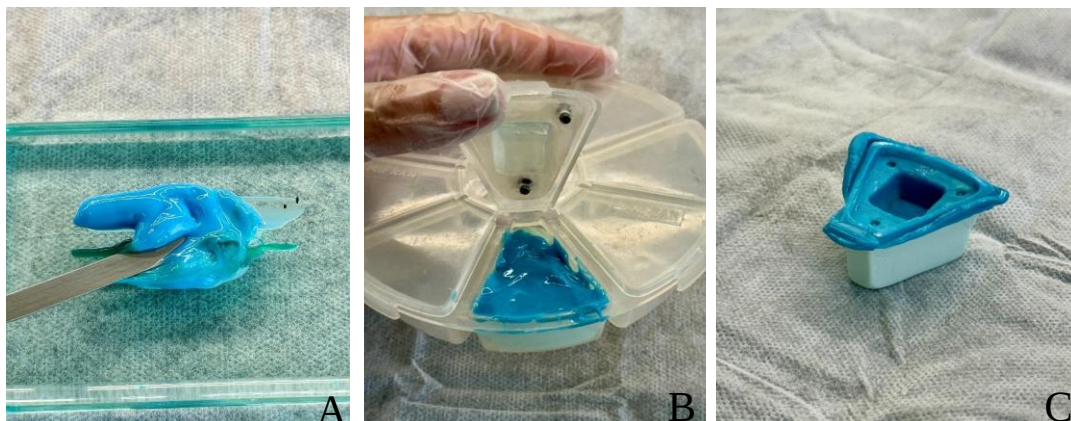
Posteriormente, foi feita a manipulação da pasta leve mais o catalisador, utilizando-se de placa de vidro e espátula 24F metálica. A quantidade foi definida de acordo com a necessidade da confecção do corpo, seguindo-se a proporção do fabricante 1:1. Na placa foi marcado o comprimento de 5cm para a deposição (pasta leve – correspondente a 2,0ml e catalisador), conforme imagens 5. O tempo de manipulação na placa foi de 30 segundos, de acordo com fabricante. Após isso, foi colocado no dispositivo e fechado a tampa, agora sem a cobertura de resina acrílica com tempo de presa de 5 minutos, conforme imagem 6. O quadrilátero em vidro foi desengordurado com cotonete e álcool 70% e as extremidades da tampa vaselinadas. Por fim, o molde foi sacado do dispositivo.

Imagem 5: A) marcação na placa de vidro; B) deposição da pasta leve e do catalisador



Fonte: arquivo dos autores, 2024.

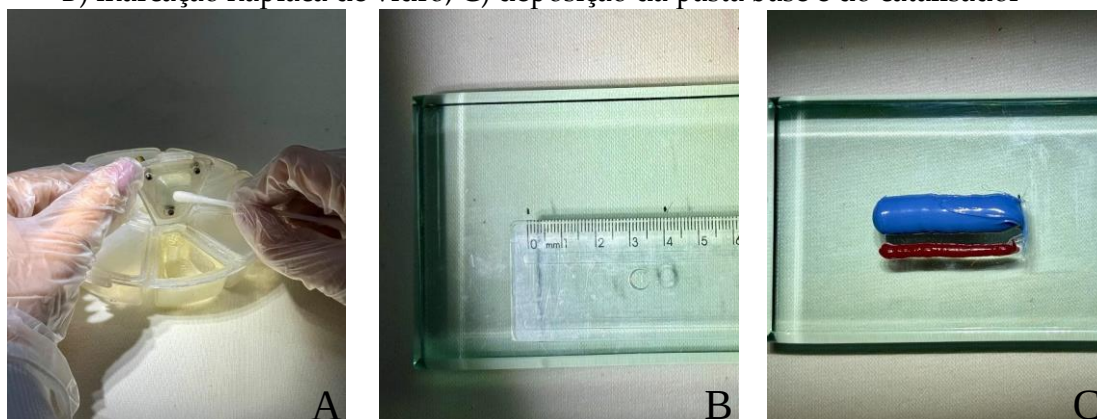
Imagem 6: A) manipulação na placa de vidro; B) colocação no dispositivo; C) corpo de silicóna de condensação sacado do dispositivo



Fonte: arquivo dos autores, 2024.

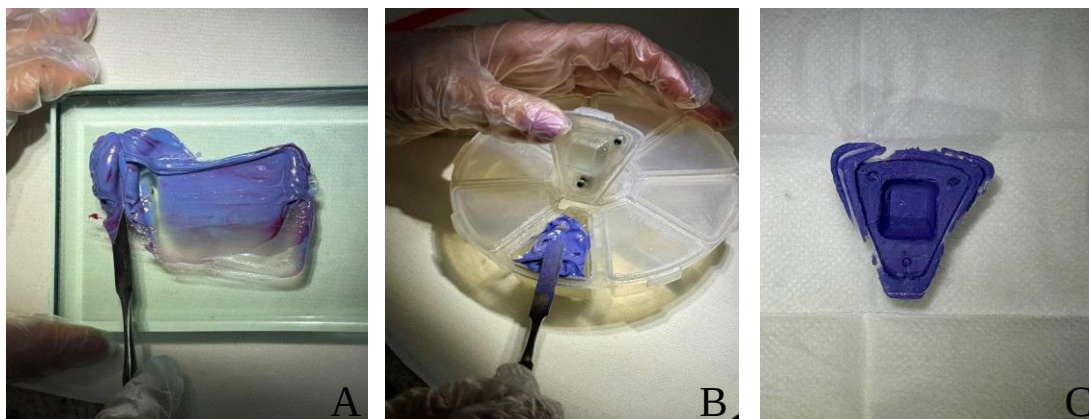
Para a confecção dos corpos experimentais de poliéter, utilizou-se o mesmo dispositivo padrão de plástico. Foi confeccionada uma base de vidro mais alta para reduzir a quantidade de material utilizada, conforme ilustrado na imagem 7. O corpo quadrilátero em vidro na tampa foi desengordurado com cotonete e álcool 70%, e as extremidades da tampa foram vaselinadas. A quantidade de material foi definida de acordo com a necessidade para a confecção do corpo de prova, seguindo a proporção recomendada pelo fabricante de 1:1. Na placa, foi marcada uma linha de 4 cm para a deposição da pasta base (correspondente a 3,5 ml) e do catalisador. O tempo de manipulação na placa foi de 30 segundos, utilizando uma espátula metálica 24F. Após a manipulação, o material foi inserido no dispositivo e a tampa foi fechada, com tempo de presa de 5 minutos, conforme ilustrado na imagem 8. Por fim, o molde foi removido do dispositivo.

Imagem 7: A) base de vidro inserida no dispositivo e aplicação do álcool 70%; B) marcação na placa de vidro; C) deposição da pasta base e do catalisador



Fonte: arquivo dos autores, 2024.

Imagem 8: A) manipulação na placa de vidro; B) colocação no dispositivo;
C) corpo do poliéter sacado do dispositivo



Fonte: arquivo dos autores, 2024.

Para os controles positivos do experimento piloto, os corpos de prova em gesso odontológico tipo IV foram confeccionados em conformidade com as recomendações do fabricante quanto à temperatura, tempo e relação água/pó durante a manipulação do gesso. O fabricante recomenda 100 gramas de pó para 20 mililitros de água. Neste experimento, foi adotada a proporção de 10 gramas de pó para 2 mililitros de água, sendo necessário, para cada corpo de prova, 5 gramas de pó para 1 mililitro de água. Para assegurar o correto proporcionamento, utilizou-se uma balança de alta precisão calibrada, conforme ilustrado na Imagem 9.

Imagem 9: Balança de precisão contendo 5 gramas de gesso odontológico tipo IV



Fonte: arquivo dos autores, 2024.

O tempo de manipulação recomendado pelo fabricante foi de 1 minuto. Além disso, foram utilizadas cubetas e espátulas plásticas novas, bem como uma seringa exclusiva para a manipulação de gesso odontológico. Um único operador realizou a espatulação manual de modo a padronizar a força mecânica aplicada sobre o aparelho

mecânico de vibração (Vibrador de Gesso Vibramaxx - Essence Dental VH, São Paulo, SP, Brasil), conforme ilustrado nas imagens 10 e 11.

Imagem 10 e 11: manipulação do gesso odontológico tipo IV sobre o vibrador



Fonte: arquivo dos autores, 2024.

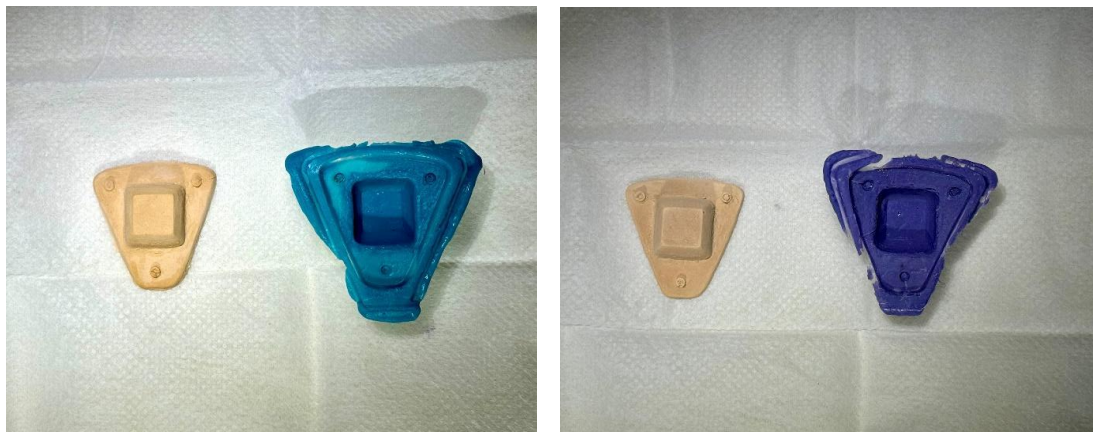
Para a acomodação do gesso manipulado nos corpos de silicone de condensação e poliéter (que foram moldados e vazados logo em seguida), utilizou-se o mesmo aparelho por 15 segundos com o objetivo de eliminar as bolhas de ar durante a fase de manipulação do gesso. Para prevenir tais interferências nos modelos a serem construídos, o vibrador foi ajustado para a máxima vibração permitida, sendo utilizado o mesmo tempo para todos os corpos de prova, conforme ilustrado nas imagens 12 e 13. O tempo de presa foi de 45 minutos, conforme demonstrado nas imagens 14 e 15.

Imagem 12 e 13: acomodação no corpo moldado em poliéter



Fonte: arquivo dos autores, 2024.

Imagem 14 e 15: remoção do gesso após tempo de presa do corpo de silicona de condensação e de poliéter



Fonte: arquivo dos autores, 2024.

2.3 ALOCAÇÃO DOS GRUPOS AMOSTRAIS EXPERIMENTAIS E CONTROLES

Foram utilizados dez corpos de prova controles no experimento. Estes foram confeccionados com gesso odontológico tipo IV, manipulado de acordo com as condições ideais recomendadas pelo fabricante, a partir de moldes de elastômeros (cinco corpos a partir da silicona de condensação e cinco corpos a partir do poliéter), também manipulados conforme as condições ideais recomendadas pelo fabricante, para tempo de manipulação e proporcionamento da pasta base e catalisador.

Foram utilizados quarenta corpos de prova experimentais a serem testados (de acordo com as tabelas 01 e 02). A distribuição dos corpos de prova foi a seguinte:

- Cinco corpos de prova de gesso odontológico tipo IV, manipulados sob condições ideais recomendadas pelo fabricante, utilizando moldes de silicona de condensação com 50% a mais no tempo de manipulação desse elastômero.
- Cinco corpos de prova de gesso odontológico tipo IV, manipulados sob condições ideais recomendadas pelo fabricante, utilizando moldes de silicona de condensação com 50% a menos no tempo de manipulação desse elastômero.
- Cinco corpos de prova de gesso odontológico tipo IV, manipulados sob condições ideais recomendadas pelo fabricante, utilizando moldes de poliéter com 50% a mais no tempo de manipulação desse elastômero.
- Cinco corpos de prova de gesso odontológico tipo IV, manipulados sob condições ideais recomendadas pelo fabricante, utilizando moldes de poliéter com 50% a menos no tempo de manipulação desse elastômero.
- Cinco corpos de prova de gesso odontológico tipo IV, manipulados sob condições ideais recomendadas pelo fabricante, utilizando moldes de silicona de condensação com 50% a mais de pasta catalisadora na manipulação desse elastômero.
- Cinco corpos de prova de gesso odontológico tipo IV, manipulados sob condições ideais recomendadas pelo fabricante, utilizando moldes de silicona de

AVALIAÇÃO DE FATORES DE INTERFERÊNCIA NA RUGOSIDADE SUPERFICIAL
DE MODELOS DE GESSOS OBTIDOS A PARTIR DE MOLDES DE MATERIAIS ELASTOMÉRICOS

condensação com 50% a menos de pasta catalisadora na manipulação desse elastômero.

- Cinco corpos de prova de gesso odontológico tipo IV, manipulados sob condições ideais recomendadas pelo fabricante, utilizando moldes de poliéter com 50% a mais de pasta catalisadora na manipulação desse elastômero.
- Cinco corpos de prova de gesso odontológico tipo IV, manipulados sob condições ideais recomendadas pelo fabricante, utilizando moldes de poliéter com 50% a menos de pasta catalisadora na manipulação desse elastômero.

Quadro 1: Alocação dos grupos com utilização do poliéter

Grupos	Quantidade pasta base	Quantidade pasta catalisadora	Manipulação	Aditivos
G1- Ideal poliéter (Controle)	3,5 ml	1:1	30 segundos	X
G2 - 50% a mais no tempo de manipulação do poliéter	3,5 ml	1:1	45 segundos	X
G3 - 50% a menos no tempo de manipulação do poliéter	3,5 ml	1:1	15 segundos	X
G4 - 50% a mais de pasta catalisadora do poliéter	3,5 ml	1:1,5	30 segundos	50% a mais pasta catalisadora
G5 - 50% a menos de pasta catalisadora do poliéter	3,5 ml	1:0,5	30 segundos	50% a menos pasta catalisadora

Fonte: dados da pesquisa, 2024.

Quadro 2: Alocação dos grupos de silicona de condensação

Grupos	Quantidade pasta base	Quantidade pasta catalisadora	Manipulação	Aditivos
G1- Ideal silicona de condensação (Controle)	2,0 ml	1:1	30 segundos	X
G2- 50% a mais no tempo de manipulação da silicona de condensação	2,0 ml	1:1	45 segundos	X
G3- 50% a menos no tempo de manipulação da silicona de condensação	2,0 ml	1:1	15 segundos	X
G4 - 50% a mais de pasta catalisadora da silicona de condensação	2,0 ml	1:1,5	30 segundos	50% a mais pasta catalisadora

G5- 50% a menos de pasta catalisadora da silica de condensação	2,0 ml	1:0,5	30 segundos	50% a menos pasta catalisadora
--	--------	-------	-------------	--------------------------------

Fonte: dados da pesquisa, 2024.

2.4 ANÁLISE DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL

A avaliação quantitativa da rugosidade superficial dos corpos de prova de gesso foi realizada por meio de um rugosímetro de superfície (Rugosímetro portátil digital Mitutoyo SJ210, modelo 178-561-02A), conforme imagem 16. A leitura foi efetuada a 2 milímetros a partir do centro da superfície quadrilátera do modelo de gesso que esteve em contato com o material elastomérico utilizado para a confecção do corpo de prova. O dispositivo utilizado possui uma ponta apalpadora com raio de 0,005 mm, que se desloca a uma velocidade de 0,5 mm/s, conectada a um visor de cristal líquido que registra digitalmente a leitura da superfície. O aparelho foi regulado para percorrer uma distância de 2 milímetros, utilizando a escala em micrômetros e ajuste em Ra, sendo este a média aritmética obtida entre os picos e vales das superfícies submetidas à análise. Uma calibração prévia foi realizada sobre uma superfície padrão pertencente ao próprio aparelho. A análise da rugosidade superficial gerou uma variável cardinal, que foi analisada por meio de estatística analítica para comparação entre os grupos.

Imagem 16: A) Rugosímetro realizando a leitura do modelo de gesso pedra tipo IV;
B) Rugosímetro mostrando em seu visor o resultado da leitura



Fonte: arquivo dos autores, 2024

2.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As variáveis cardinais geradas pela análise das rugosidades superficiais foram testadas quanto aos seus padrões de distribuição, para os quais testes de normalidade foram realizados. O teste de D'Agostino foi utilizado devido ao número de amostras alocadas em cada grupo.

Diante da ausência de normalidade para a variável cardinal estudada, o teste estatístico de Kruskal-Wallis foi empregado para comparar a rugosidade superficial dos

corpos de prova controles com os corpos de prova experimentais construídos a partir de moldes de silicone de condensação com 50% a mais do tempo de manipulação ideal fornecido pelo fabricante, bem como com os corpos de prova experimentais construídos a partir de moldes de silicone de condensação com 50% a menos do tempo de manipulação ideal. Da mesma forma, o teste de Kruskal-Wallis foi utilizado para comparar a rugosidade superficial dos corpos de prova controles com os corpos de prova experimentais construídos a partir de moldes de poliéter com 50% a mais do tempo de manipulação ideal fornecido pelo fabricante, e com os corpos de prova experimentais construídos a partir de moldes de poliéter com 50% a menos do tempo de manipulação ideal. O teste Post Hoc de Dunn foi então aplicado para identificar as diferenças estatísticas entre os grupos em relação à rugosidade superficial.

Portanto, a associação entre a rugosidade superficial dos modelos de gesso e os diferentes tempos de manipulação dos materiais de moldagem elastoméricos utilizados para a construção dos modelos de gesso odontológico tipo IV foi testada.

Diante da ausência de normalidade para a variável cardinal estudada, o teste estatístico de Kruskal-Wallis foi utilizado para comparar a rugosidade superficial dos corpos de prova controles com os corpos de prova experimentais construídos a partir de moldes de silicone de condensação com 50% a mais de pasta catalisadora na manipulação, conforme o ideal recomendado pelo fabricante, e com os corpos de prova experimentais construídos a partir de moldes de silicone de condensação com 50% a menos de pasta catalisadora na manipulação, conforme o ideal recomendado pelo fabricante.

Além disso, o teste de Kruskal-Wallis foi empregado para comparar a rugosidade superficial dos corpos de prova controles com os corpos de prova experimentais construídos a partir de moldes de poliéter com 50% a mais de pasta catalisadora na manipulação, conforme o ideal recomendado pelo fabricante, e com os corpos de prova experimentais construídos a partir de moldes de poliéter com 50% a menos de pasta catalisadora na manipulação, conforme o ideal recomendado pelo fabricante. O teste Post Hoc de Dunn foi utilizado para identificar as diferenças estatísticas entre os grupos em relação à rugosidade superficial.

Portanto, a existência de associação entre a rugosidade superficial dos modelos de gesso e os diferentes proporcionamentos de pastas base e catalisadoras dos materiais de moldagem elastoméricos utilizados para a construção dos modelos de gesso odontológico tipo IV foi testada.

Os dados serão tabulados no programa Excel e analisados por meio do software GraphPad Prism (San Diego, Califórnia, EUA). O nível de significância será estabelecido em 5% ($\alpha = 0,05$), e o poder do estudo será calibrado em 95% (β).

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este estudo laboratorial experimental permitiu a observação, por meio de uma análise quantitativa, dos seguintes resultados em relação aos fatores de interferência na rugosidade superficial de modelos de gessos odontológicos do tipo IV obtidos a partir de moldes de materiais elastoméricos.

Os resultados para o grupo controle G1 testado (corpos de prova construídos com gesso tipo IV manipulado e obtido a partir de moldes do material elastomérico poliéter, conforme a recomendação do fabricante) estão apresentados no Quadro 03 abaixo:

Quadro 3: Rugosidade superficial para o grupo controle testado

CORPO DE PROVA - G1	RUGOSIDADE
01	1,883 μm
02	1,699 μm
03	1,612 μm
04	1,519 μm
05	3,871 μm

Fonte: dados da pesquisa, 2024.

Os resultados para os grupos experimentais G2 (corpos de prova construídos com gesso tipo IV manipulados com 50% a mais de tempo, obtidos a partir de moldes do material elastomérico poliéter) e G3 (corpos de prova construídos com gesso tipo IV manipulados com 50% a menos de tempo, obtidos a partir de moldes do material elastomérico poliéter) estão apresentados no Quadro 04 abaixo:

Quadro 4: Rugosidade superficial para os grupos experimentais G2 e G3

CORPO DE PROVA	GRUPO G2	GRUPO G3
01	1,126 μm	5,182 μm
02	2,307 μm	1,804 μm
03	1,460 μm	1,812 μm
04	1,862 μm	3,825 μm
05	3, 999 μm	3, 112 μm

Fonte: dados da pesquisa, 2024.

As variáveis do grupo controle (G1 - poliéter) e dos grupos experimentais (G2 - poliéter e G3 - poliéter) foram testadas para normalidade e demonstraram um padrão de distribuição não normal por meio do teste de Shapiro-Wilk. Quando o grupo controle (G1) foi comparado estatisticamente com o grupo G2, nenhuma diferença estatística foi observada ($p > 0,05$) por meio do teste de Mann-Whitney. Quando o grupo controle (G1) foi comparado estatisticamente com o grupo G3, nenhuma diferença estatística foi observada ($p > 0,05$) por meio do teste de Mann-Whitney.

Os resultados para os grupos experimentais G4 (corpos de prova construídos com gesso tipo IV manipulados com 50% a mais de pasta catalisadora, obtidos a partir de moldes do material elastomérico poliéter) e G5 (corpos de prova construídos com gesso tipo IV manipulados com 50% a menos de pasta catalisadora, obtidos a partir de moldes do material elastomérico poliéter) estão apresentados no Quadro 05 abaixo:

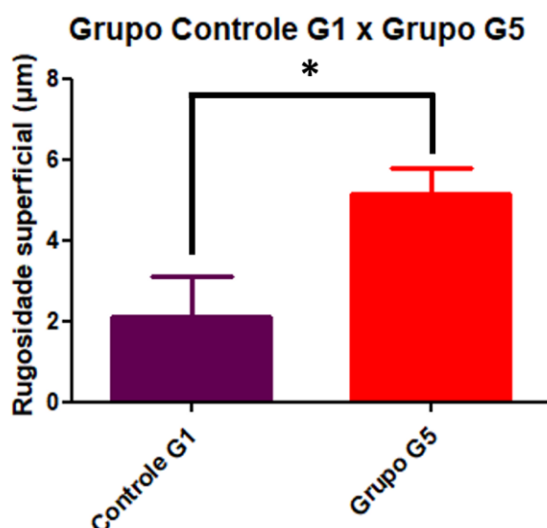
Quadro 5: Rugosidade superficial para os grupos experimentais G4 e G5

CORPO DE PROVA	GRUPO G4	GRUPO G5
01	1,307 μm	5,425 μm
02	1,699 μm	6,080 μm
03	7,927 μm	3,080 μm
04	1,224 μm	4,191 μm
05	2,803 μm	6,867 μm

Fonte: dados da pesquisa, 2024.

As variáveis do grupo controle (G1 - poliéter) e dos grupos experimentais (G4 - poliéter e G5 - poliéter) foram testadas para normalidade e demonstraram um padrão de distribuição não normal por meio do teste de Shapiro-Wilk. Quando o grupo controle (G1) foi comparado estatisticamente com o grupo G4, nenhuma diferença estatística foi observada ($p > 0,05$) por meio do teste de Mann-Whitney. Quando o grupo controle (G1) foi comparado estatisticamente com o grupo G5, uma diferença estatística foi observada ($p < 0,05$) por meio do teste de Mann-Whitney. O gráfico abaixo demonstra a diferença estatística encontrada. Esse achado evidenciou que modelos de gesso construídos a partir de moldes de poliéter, nos quais foram utilizadas menores quantidades de catalisador, apresentaram maior rugosidade superficial quando comparados com o grupo controle.

Imagem 17: Grupo controle G1 x G5



* diferença estatística encontrada por meio do teste estatístico Mann-Whitney: $p < 0,05$

Fonte: elaborado pelos autores, 2024.

Os resultados para o grupo controle G1 testado (corpos de prova construídos com gesso tipo IV manipulado e obtido a partir de moldes do material elastomérico silicona de condensação, de acordo com a recomendação do fabricante) encontram-se apresentados no Quadro 06 abaixo:

Quadro 6: Rugosidade superficial para o grupo controle testado

CORPO DE PROVA – G1	RUGOSIDADE
01	2,119 μm
02	1,255 μm
03	1,631 μm
04	2,129 μm
05	1,702 μm

Fonte: dados da pesquisa, 2024.

Os resultados para os grupos experimentais G2 (corpos de prova construídos com gesso tipo IV manipulados com 50% a mais de tempo, obtidos a partir de moldes do material elastomérico silicone de condensação) e G3 (corpos de prova construídos com gesso tipo IV manipulados com 50% a menos de tempo, obtidos a partir de moldes do material elastomérico silicone de condensação) encontram-se apresentados no quadro 07 abaixo:

Quadro 7: Rugosidade superficial para os grupos experimentais G2 e G3

CORPO DE PROVA	GRUPO G2	GRUPO G3
01	1,230 μm	3,473 μm
02	2,520 μm	4,746 μm
03	1,116 μm	1,231 μm
04	4,728 μm	0,669 μm
05	1,448 μm	2,080 μm

Fonte: dados da pesquisa, 2024.

As variáveis do grupo controle (G1 – silicona de condensação) e dos grupos testes (G2 – silicona de condensação e G3 – silicona de condensação) foram testadas para normalidade e demonstraram um padrão de distribuição não normal por meio do teste de Shapiro-Wilk. Quando o grupo controle (G1) foi comparado, estatisticamente, com o grupo G2; nenhuma diferença estatística foi observada ($p>0,05$) por meio do teste de Mann-Whitney. Quando o grupo controle (G1) foi comparado, estatisticamente, com o grupo G3; nenhuma diferença estatística foi observada ($p>0,05$) por meio do teste de Mann-Whitney.

Os resultados para os grupos experimentais G4 (corpos de prova construídos com gesso tipo IV manipulados com 50% a mais de pasta catalisadora, obtidos a partir de moldes do material elastomérico silicone de condensação) e G5 (corpos de prova

construídos com gesso tipo IV manipulados com 50% a menos de pasta catalisadora, obtidos a partir de moldes do material elastomérico silicone de condensação) encontram-se apresentados no quadro 08 abaixo:

Quadro 8: Rugosidade superficial para os grupos experimentais G4 e G5

CORPO DE PROVA	GRUPO G4	GRUPO G5
01	9,979 μm	2,342 μm
02	1,022 μm	3,670 μm
03	3,326 μm	1,124 μm
04	2,242 μm	0,086 μm
05	1,162 μm	2,878 μm

Fonte: dados da pesquisa, 2024.

As variáveis do grupo controle (G1 – silicona de condensação) e dos grupos testes (G4 – silicona de condensação e G5 – silicona de condensação) foram testadas para normalidade e demonstraram um padrão de distribuição não normal por meio do teste de Shapiro-Wilk. Quando o grupo controle (G1) foi comparado, estatisticamente, com o grupo G4; nenhuma diferença estatística foi observada ($p > 0,05$) por meio do teste de Mann-Whitney. Quando o grupo controle (G1) foi comparado, estatisticamente, com o grupo G5; nenhuma diferença estatística foi observada ($p > 0,05$) por meio do teste de Mann-Whitney.

Os materiais de moldagem elastoméricos silicona de condensação e poliéter, que surgiram por volta de 1950, são amplamente utilizados na odontologia devido às suas propriedades de impressão e de reprodução das estruturas dentais. Os elastômeros são materiais de moldagem que são semelhantes à borracha depois da sua reação de presa. Tais materiais são polímeros constituídos por grandes cadeias moleculares. Quando submetidas a tensões, as cadeias se desenrolam, recuperando-se elasticamente após a remoção da carga (Craig *et al.*, 1990). A silicona de condensação é conhecida por sua estabilidade dimensional e facilidade de trabalho. Por outro lado, o poliéter é valorizado por sua resistência, sendo comumente empregado em moldagens de preparos para coroas e próteses fixas (Pegoraro *et al.*, 2009). O presente trabalho propôs a utilização de dois materiais, poliéter e silicone de condensação, para a construção de modelos de gesso tipo IV, empregando um protocolo padrão.

Na reação química da silicona de condensação, o polímero resultante consiste em um radical α - ω -hidroxipolidimetilsiloxano. A polimerização de condensação desses materiais envolve uma reação com o alquilsilicato trifuncional e tetrafuncional, denominado tetraetilortosilicato, na presença de octoato de estanho ($\text{Sn}[\text{C}_7\text{H}_{15}\text{COO}]_2$). O material endurece pela formação de ligações cruzadas entre os grupos terminais dos polímeros de silicone e o silicato de alquila, formando uma rede tridimensional. O subproduto da reação de polimerização por condensação é o álcool etílico, cuja posterior evaporação é responsável por grande parte da contração que ocorre no molde após a presa (Anusavice *et al.*, 2013; Chain, 2013).

As siliconas de condensação atendem a cerca de 68% dos requisitos de um material elastomérico de moldagem ideal. Além disso, oferecem uma relação custo-benefício adequada, resultando em uma redução de custos nos materiais necessários para o trabalho reabilitador (Idris *et al.*, 1995). Nesse sentido, é importante destacar a aplicabilidade da silicona de condensação, uma vez que ela apresenta boas características em relação às suas propriedades físicas e químicas. Outros aspectos, como a reprodução de detalhes finos, preparação simples e rápida, cheiro agradável e conforto tátil para o paciente, juntamente com a compatibilidade com o gesso, posicionam-na como um dos materiais mais adequados para a fabricação de impressões na indústria odontológica (Butta *et al.*, 2008).

Willians *et al.* (1984) estudaram a estabilidade dimensional de uma silicona de condensação, avaliando a precisão do material quando vazado imediatamente e após períodos de armazenamento de uma hora, quatro horas e 24 horas. Os pesquisadores concluíram que a maior precisão era obtida quando os moldes eram vazados imediatamente, e que, quando a silicona de condensação não era vazada prontamente, ocorria uma rápida perda de precisão. Os autores observaram que quanto maior o tempo de espera para o vazamento do gesso, maiores eram as alterações dimensionais.

O poliéter é um polímero cuja reação de polimerização ocorre por meio da reação entre anéis de aziridina localizados nos terminais das cadeias moleculares de poliéteres. Sua cadeia principal é um copolímero de óxido de etileno e tetraidrofurano. A ligação cruzada na reação de polimerização é promovida por um éster sulfonado aromático, em que o grupo R é um grupo alquila que facilita a polimerização via grupo terminal imina (Chain, 2013). O material é disponibilizado em duas pastas: uma pasta-base que contém o polímero de poliéter, sílica coloidal como carga e um plastificante, como éter glicólico ou ftalato, e uma pasta aceleradora que contém um sulfonato aromático alquílico, com carga e plastificante. O poliéter é conhecido por sua capacidade hidrofílica devido aos grupos éter que predominam em sua estrutura polimérica. Além disso, é um material que apresenta poucas alterações dimensionais, principalmente pela ausência de subprodutos na reação de presa (Anusavice *et al.*, 2013). O poliéter apresenta melhor estabilidade dimensional e uma contração de polimerização menor quando comparado à silicona de condensação (Garone Netto *et al.*, 1998).

Nesse contexto, é importante avaliar a preferência pelo uso do poliéter, sua moldagem e vazamento, uma vez que, em condições de umidade, o poliéter oferece melhores impressões e um excelente escoamento (Walker *et al.*, 2005). No entanto, o poliéter é um material relativamente rígido após sua polimerização, o que pode dificultar a remoção do molde da boca de pacientes dentados (Craig *et al.*, 1990). Os resultados deste trabalho demonstraram que os modelos de gesso tipo IV apresentaram maior rugosidade quando obtidos a partir de moldes de poliéter, especialmente com variações na recomendação padrão de catalisador, o que sugere uma maior sensibilidade técnica ao utilizar esse material.

O gesso tipo IV, também conhecido como especial, possui alta resistência da superfície e baixa expansão (Anusavice *et al.*, 2013). Este material é amplamente utilizado na odontologia para confeccionar modelos a partir de moldagens, que são cópias dos tecidos bucais. Nesse contexto, as propriedades mecânicas do gesso são essenciais para garantir o sucesso dos procedimentos clínicos e laboratoriais, assegurando que o modelo

final atenda às expectativas. Entre as propriedades mais importantes, destacam-se: qualidade do material, fluidez no momento do vazamento, tempo de presa, expansão linear de presa, resistência à compressão, resistência à tração, dureza, resistência à abrasão, reprodução de detalhes, compatibilidade com os materiais de moldagem e rugosidade superficial (Silva, 2011; Craig, 2012). Este estudo teve como objetivo avaliar a rugosidade superficial de modelos de gesso tipo IV, um aspecto de grande importância clínica, pois distorções nas propriedades físicas desse material odontológico podem comprometer o êxito do tratamento reabilitador em curso.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A posteriori, os resultados finais deste estudo demonstraram a influência dos fatores de interferência na rugosidade superficial do gesso tipo IV, obtido a partir de moldes de silicone de condensação e de poliéter, utilizando diferentes protocolos de tempo de manipulação e proporcionamento entre pasta base e pasta catalisadora. Foram analisados os grupos experimentais em comparação com o grupo controle, cujos modelos foram construídos de acordo com o protocolo recomendado pelo fabricante para o gesso. Uma diferença estatisticamente significativa foi observada em modelos de gesso construídos a partir de moldes de poliéter com menor quantidade de pasta catalisadora (50% a menos), em relação aos modelos construídos com o proporcionamento recomendado pelo fabricante. Com isso, pode-se inferir que o poliéter se mostrou um material mais sensível a alterações de rugosidade, em função de um dos fatores de interferência utilizados neste estudo. Dessa forma, essa característica pode impactar a qualidade do modelo de gesso resultante, levando a uma maior distorção e menor fidelidade do modelo final obtido. O significado clínico desse fato pode representar um prejuízo considerável para o profissional da saúde odontológica reabilitadora. É indubitável a necessidade de mais estudos sobre essa temática, com o objetivo de investigar os possíveis fatores de interferência na rugosidade superficial de modelos de gesso construídos a partir de materiais elastoméricos.

REFERÊNCIAS

- ANUSAVICE, K. J., *et al.* **Phillips' Science of Dental Materials**. 12th edition. Saunders, 2013.
- BUTTA, R. *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.
- CHAIN, M. C. **Materiais dentários**. São Paulo: Vila Buarque. Grupo A, 2013.
- CRAIG, R. G. *et al.* **Dental Materials: properties and manipulation**. 10th edition. Mosby, 2012.
- CRAIG, R. G. *et al.* Comparison of commercial elastomeric impression materials. **Operative Dent.**, Michigan, v. 15, n. 3, p. 94-104, 1990.

GARONE NETTO, N. *et al.* **Inlay e Onlay Metálica e Estética**. Quintessence: São Paulo, 1998. p. 65-71.

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

JONES, B. *et al.* Influence of surface roughness on the fit of dental prostheses. **Journal of Prosthodontics**, v. 29, n. 3, p. 226-232, 2020.

NODA, T.; OKADA, Y.; FUKUSHIMA, M. Silicone elastomers for dental impression materials. **Journal of Applied Polymer Science**, v. 85, n. 3, p. 483-489, 2002.

PEGORARO, L. F. *et al.* **Prótese fixa: bases para o planejamento em reabilitação oral**. Rio de Janeiro-RJ, 2009.

POWERS, J. M.; WATAHA, J. C. **Dental Materials: properties and manipulation**. Elsevier Health Sciences, 2009.

SILVA, M. A. B. **Propriedades físicas de gessos odontológicos tipo IV desidratados em temperatura ambiente e em forno de microondas**. 2011. Dissertação (Mestrado) Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, 2011.

SMITH, A. *et al.* Effect of surface roughness on dental stone/gypsum material properties. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 120, n. 4, p. 573-579, 2018.

WILLIAMS, P. T. *et al.* An evaluation of the time dependent dimensional stability of eleven elastomeric impression materials. **J Prosthet Dent**, v. 52, n. 1, p. 120-125, July 1984.

WALKER, M. P. *et al.* Moisture effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction. **J Prosthodont**, v. 14, n. 3, p. 158-163, Sep, 2005.