


**MATERIAIS ELASTOMÉRICOS EM ODONTOLOGIA: PROPRIEDADES,
FUNDAMENTOS E APLICAÇÕES**

 <https://doi.org/10.56238/sevened2024.034-009>

Carolina Cardoso de Araujo

Mestranda, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (FORP/USP)
carolinacodonto@outlook.com

Álefi Marques Lopes da Silva

Mestrando, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (FORP/USP)
alefi1968@gmail.com

Sarah de Araújo Mendes Cardoso

Mestranda, Piracicaba Dental School, State University of Campinas (UNICAMP)
s290973@dac.unicamp.br

Geovanna de Castro Bizarria

Mestranda, Piracicaba Dental School, State University of Campinas (UNICAMP)
geovannabizarria@gmail.com

Ousanas Wesllen Macedo da Costa

Graduando, Centro Universitário Santo Agostinho (UNIFSA)
ousanaswesllen@gmail.com

Nicollas Gabriel de Carvalho Lima

Graduando, Centro Universitário Santo Agostinho (UNIFSA)
nicollasgabriel128@gmail.com

Maria do Amparo Veloso Magalhães

Doutora, Universidade Luterana do Brasil
amparovm@bol.com.br

Marine Olmos Villagomez

Mestranda, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (FORP/USP)
marine.olmos@usp.br

Maria Sarah Teresa Lima Verde Moura

Mestranda, Universidade Federal do Piauí (UFPI)
masarah144@gmail.com

Wglanna Kellen de Maria Silva Costa

Cirurgiã-Dentista, Centro Universitário Santo Agostinho (UNIFSA)
wglanna@hotmail.com

Egídia Maria Moura de Paulo Martins Vieira

Doutora, Faculdade de Odontologia São Leopoldo Mandic (SLMANDIC)
egidiamoura@yahoo.com



RESUMO

Os tratamentos odontológicos têm por objetivo restituir a saúde bucal do indivíduo, de maneira que haja a devolução adequada da forma, função, estética e fonética. Em muitos tratamentos, é necessário obter um registro das estruturas da cavidade oral, através de materiais de moldagem com finalidade de diagnóstico, planejamento, execução de parte do tratamento e orientações ao paciente. Os materiais elastoméricos são um grupo de materiais de moldagem poliméricos e borrachóides que possuem ligações cruzadas de origem química ou física. Por sua característica elástica, possuem capacidade de recuperar-se facilmente suas dimensões originais após a remoção de uma força, bem como, possuem ótimo potencial para reproduzir com detalhe as estruturas orais. Essas características são determinantes para a precisão e a confiabilidade das impressões dentárias e indispensáveis na confecção de peças protéticas precisas. Dentre eles, estão o polissulfeto, poliéter, silicone por condensação e silicone por adição. Estes possuem propriedades mecânicas, físicas e reológicas que proporcionam aos mesmos a capacidade de obter um excelente desempenho. Cada material possui características únicas, sendo importante que o profissional detenha conhecimento para saber indicá-los e manuseá-los de maneira adequada.

Palavras-chave: Materiais Dentários. Materiais para Moldagem Odontológica. Saúde Bucal. Reabilitação Bucal.



1 INTRODUÇÃO

Os tratamentos odontológicos têm por objetivo restituir a saúde bucal do indivíduo, de maneira que haja a devolução adequada da forma, função, estética e fonética. Esta readequação do meio oral, influencia diretamente no bem-estar psicossocial e na qualidade de vida.

É notório, que em muitas destas intervenções, é necessário obter um registro das estruturas da cavidade oral, através de materiais de moldagem ou do escaneamento digital. Com finalidade de diagnóstico, planejamento, execução de parte do tratamento e orientações ao paciente. Este registro das características das estruturas dentárias e orais é essencial em muitas áreas da odontologia, como ortodontia, prótese dentária, prótese bucomaxilofacial, dentística restauradora e implantodontia (Detorre, 1992; Doubleday, 1998; Craig; Powers; Wataha, 2004; Donovan; Winston, 2004; Lyon; Thoulton, 2005; Perry, 2013).

Materiais de moldagem são usados com a finalidade de executar o procedimento de moldagem, que aliado a técnica do profissional, resulta na obtenção de um molde (reprodução em negativo) das estruturas da cavidade oral. Após a desinfecção do molde com a substância química apropriada, é realizado o vazamento do gesso ou materiais epóxi sobre o molde, que culminará na aquisição do modelo (reprodução em positivo) dos tecidos orais (Craig; Powers; Wataha, 2004; Lyon; Thoulton, 2005; Perry, 2013).

Em relação a moldagem analógica, comumente utilizada nos consultórios odontológicos e instituições de ensino, apesar do advento do fluxo digital, o material de moldagem é mantido dentro de uma moldeira e posicionado de encontro com os tecidos orais. Uma vez que o material tenha passado pelo seu processo de presa, a moldeira e o material são removidos em conjunto da cavidade oral do paciente. A impressão obtida deverá ser analisada, e caso esteja adequada, poderá ser usada para obter o modelo (Perry, 2013).

O material de moldagem supostamente ideal deve possuir características como: precisão, resistência ao rasgamento, estabilidade dimensional, tempo de trabalho adequado, recuperação elástica, biocompatibilidade, consistência adequada, ser hidrofílico, ser compatível com o material de vazamento, não distorcer durante o vazamento, possuir cor vívida, não possuir gosto e cheiro forte, ter boa adesão a moldeira e ser passível de desinfecção (Valle *et al.*, 2013).

A precisão da impressão será influenciada pelo conhecimento do profissional em relação à técnica e as propriedades do material de impressão selecionado e suas características de manuseio. Existem diferentes tipos de materiais de impressão disponíveis no mercado, cada um com diferentes propriedades e indicações de uso. Nenhum material satisfaz totalmente os requisitos ideais de um material de moldagem, pois todos possuem alguma limitação, o profissional deve selecionar aquele que melhor irá atender à técnica empregada e finalidade desejada (Craig; Powers; Wataha, 2004; Donovan; Winston, 2004; Rubel, 2007; Perry, 2013; Ferro *et al.*, 2024).

Os materiais com esta finalidade podem ser divididos em dois grupos: materiais elásticos (hidrocoloide reversível, hidrocoloide irreversível, polissulfeto, poliéter, silicone por condensação e silicone por adição) e anelásticos (gesso tipo I para moldagem, godiva e pasta de óxido de zinco e eugenol). Cada um destes materiais possui características e indicações individuais. As especificidades em relação aos elastômeros (poliéter, polissulfeto, silicone por condensação e adição) serão abordadas posteriormente (Perry, 2013).

Os materiais elastoméricos (elastômeros) são um grupo de materiais de moldagem poliméricos e borrachóides que possuem ligações cruzadas de origem química ou física. Por sua característica elástica, possuem capacidade de recuperar-se facilmente suas dimensões originais após a remoção de uma força, bem como, possuem potencial para reproduzir com detalhe as estruturas orais (Shen, 2003). Os primeiros materiais de impressão elastoméricos foram o polissulfeto (mercaptana) e silicone por condensação introduzidos na década de 1950. Logo após, surgiu o poliéter no final da década de 1960, e os silicones por adição na década de 1970 (Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011; Perry, 2013).

2 MATERIAIS ELASTOMÉRICOS

2.1 PROPRIEDADES MECÂNICAS

Propriedades mecânicas adequadas garantem que o material de impressão possa suportar várias tensões na remoção, mantendo a estabilidade dimensional e a integridade. As propriedades mecânicas dos materiais elastoméricos podem ser identificadas pela resistência à tração e ao rasgo, o módulo de elasticidade (rigidez), estabilidade dimensional, resistência ao rasgamento e pelo comportamento viscoelástico (Bates *et al.*, 2021).

A resistência à tração e ao rasgo dos materiais de impressão elástica são fatores importantes para determinar o sucesso da impressão, nesse caso, o uso de borrachas mais fortes levaria a maiores taxas de impressões e menos desconforto ao paciente (Herfort *et al.*, 1978). A resistência ao rasgo é a resiliência do material em resistir a rasgos em áreas interproximais finas e na profundidade do sulco gengival. A resistência à tração representa o maior nível de estresse que um material é capaz de suportar quando submetido a forças de tração. Não existem métodos de teste padronizados para medir a resistência ao rasgo e à tração de materiais de impressão elastoméricos (SNEED *et al.*, 1983; HONDRUM *et al.*, 2001; ASTM D624-00, 2012).

A recuperação elástica é a capacidade do material de impressão de se recuperar após a deformação. A deformação na compressão é uma medida da flexibilidade/rigidez dos materiais de impressão e em relação à estabilidade dimensional, os materiais de impressão de silicone de adição são preferencialmente aceitos devido à excelente recuperação de deformação e reprodução precisa de detalhes (Shen, 2003; Lu *et al.*, 2004; Hatamleh *et al.*, 2016). Para avaliar a dureza do material elastomérico, mede-se sua resistência à aplicação de uma força deformadora durante um intervalo de

tempo específico. Enquanto os elastômeros mais rígidos apresentam maior resistência à deformação, os mais macios mostram o comportamento oposto (Ud *et al.*, 2022).

2.2 PROPRIEDADES FÍSICAS

Os materiais de moldagem elastoméricos desempenham um papel fundamental na odontologia devido às suas propriedades físicas distintas, como fluidez, hidrofiliabilidade, estabilidade dimensional e resistência mecânica. Essas características são determinantes para a precisão e a confiabilidade das impressões dentárias, indispensáveis na confecção de restaurações dentárias precisas (Re *et al.*, 2015). A seguir, são apresentadas as principais propriedades físicas desses materiais de moldagem, com base nos estudos de pesquisa disponíveis:

1. **Fluidez:** Aspecto crucial para a reprodução de detalhes precisos em impressões dentárias. Estudos, como os de Dudás *et al.* (2023), indicam que os materiais de vinil polissiloxano e poliéter apresentam uma fluidez superior quando comparados ao silicone de condensação.
2. **Hidrofiliabilidade:** Avaliada pelo ângulo de contato (CA), desempenha um papel essencial na capacidade de molhar superfícies e reproduzir detalhes em condições úmidas. Os poliéteres apresentam os menores CAs, demonstrando excelente hidrofiliabilidade. No entanto, todos os materiais testados são classificados como hidrofílicos, com CAs inferiores a 90° (Saini *et al.*, 2024).
3. **Estabilidade Dimensional:** Fundamental para que o material de impressão preserve sua forma ao longo do tempo. Os materiais híbridos de vinilsiloxéter demonstram maior precisão dimensional em comparação ao poliéter, embora sejam menos precisos do que o polivinilsiloxano (PVS) (Singer *et al.*, 2022).
4. **Reprodução de Detalhes:** Crucial para capturar estruturas dentárias complexas. Em ambientes secos, todos os materiais conseguem reproduzir bem os detalhes, mas em condições úmidas, os materiais híbridos apresentam desempenho superior ao silicone por adição, mantendo a clareza e a continuidade dos detalhes (Singer *et al.*, 2022).

Os materiais de impressão elastoméricos apresentam propriedades vantajosas para a odontologia, no entanto, a seleção do material deve ser ajustada às necessidades clínicas específicas. Por exemplo, embora os poliéteres possuam excelente hidrofiliabilidade, podem não apresentar a mesma resistência à tração dos vinilpolissiloxanos. Os materiais híbridos buscam combinar as qualidades positivas de ambos os materiais, oferecendo uma solução equilibrada para diferentes procedimentos odontológicos (Zheng *et al.*, 2019).

2.3 PROPRIEDADE REOLÓGICA

As propriedades reológicas dos elastômeros são de fundamental importância no sucesso do seu uso, especialmente na sua capacidade de reproduzir detalhes. Esses materiais são levados a cavidade oral em estado pastoso (líquido viscoso) com propriedades de escoamento ajustadas. Posteriormente, a reação de presa decorrente do processo de polimerização os converte em um sólido viscoelástico. A forma como o material se comporta durante o escoamento na forma sólida é crucial, pois o objetivo final é uma moldagem precisa. Além disso, a viscosidade e o escoamento dos constituintes (pastas) não misturados são essenciais, porque estas propriedades influenciam no processo de manipulação (Shen, 2003).

A viscoelasticidade descreve a dependência da resposta do material de moldagem à velocidade de remoção (taxa de deformação). O comportamento viscoelástico é intermediário entre um sólido elástico e um líquido viscoso. Materiais de impressão elastoméricos são encontrados em diferentes viscosidades: de baixa a alta. A principal diferença entre as distintas viscosidades é a quantidade de enchimento inerte no material. A baixa viscosidade proporciona melhor reprodução de detalhes, pois escoam mais facilmente, contudo, tem maior contração de polimerização (Donovan; Winston, 2004; Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011).

3 ELASTÔMEROS

3.1 POLISSULFETO (MERCAPTANA)

Os polissulfetos também são chamados de “base de borracha” ou “mercaptana” surgiram na década de 1950, sendo um dos primeiros elastômeros disponíveis no mercado (Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011).

3.1.1 Características Individuais

Trata-se de um material que possui boa estabilidade dimensional, alta resistência ao rasgamento, boa reprodução de detalhes, bom tempo de trabalho, e baixo custo (Valle, 2009).

3.1.2 Composição Química

Estes, são apresentados ao consumidor em duas pastas: pasta base e pasta catalisadora em várias consistências (pesada, regular e leve), onde cada uma é indicada para diferentes técnicas. A pasta base (cadeia terminal/cadeia lateral-grupos SH) possui em sua composição um polímero de polissulfeto, agentes de carga (dióxido de titânio e sílica) e plastificantes, que auxiliam no manejo da sua viscosidade. Por outro lado, a pasta catalisadora é composta de dióxido de chumbo, enxofre e óleo de rícino. Podem ser classificados como substância tóxica, em decorrência da presença de óxidos de metais pesados (chumbo). A viscosidade é alterada pela adição de diferentes quantidades de pó de

dióxido de titânio na pasta base (Spranley; Gettleman; Zimmerman, 1983; Giordano, 2000; Craig, 2001; Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011).

3.1.3 Tempo de Trabalho

O tempo de trabalho é vantajoso e permite que o profissional trabalhe sem pressa, pois sua polimerização ocorre em cerca de 9 minutos. Eles podem ser fornecidos em cartuchos ou pistolas de impressão em um sistema de automistura e tubos ou recipientes para manipulação manual. A manipulação manual da massa depende da proporção adequada, capacidade técnica do operador e da temperatura inicial das pastas. A alta temperatura inicial reduz o tempo de trabalho. Os produtos de automistura não requerem placas de mistura ou espátulas, e consomem menos tempo, portanto, são mais práticos. Além disso, podem gerar menos desperdício de materiais se comparado aos sistemas de mistura mecânica, porque eles são carregados com um dispositivo que deposita diretamente sobre a moldeira. Esta técnica promove maior homogeneidade e menos inclusão de bolhas, com menos vazios inerentes, o que resulta em moldes mais precisos. Não há risco de a polimerização do material ser afetada pela manipulação com luvas, desta forma, estas podem ser usadas (Craig, 1985; Keck, 1985; Soh; Chong, 1991; Di Felice; Scotti; Belser, 2002; Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011).

Este não é um material extremamente rígido e o molde é mais fácil de remover das áreas retentivas da cavidade oral se comparado ao poliéter ou silicone por adição. Deve-se ter cuidado durante a desinfecção do molde para evitar o inchaço da impressão, recomenda-se que não seja mantida por mais que 10 minutos na substância química (Nayyar *et al*, 1979; Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011).

3.1.4 Processo de Presa

Este material possui polimerização por condensação, que resulta na formação de água como subproduto ao final da reação. Ele toma presa por oxidação dos Grupos SH, que ocasionam o alongamento da cadeia e na reticulação, o que lhe concede propriedades elastoméricas. A reação de polimerização gera o aumento de viscosidade, quando então este material ganha propriedades tixotrópicas. Sua embalagem costuma incluir um adesivo composto de borracha butílica ou estireno diluído em acetona, que promove a união entre material e moldeira, para impedir que o material de moldagem sofra alteração ao ser removido da cavidade oral (Giordano, 2000; Craig, 2001; Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011; Valle, 2009).

3.1.5 Estabilidade Dimensional

Produzem detalhes superficiais com precisão (25 μm), são moderadamente hidrofílicos e são mais resistentes a rasgos se comparado aos hidrocoloides. No entanto, eles sofrem contração de 0,3-0,4% durante as primeiras 24 horas. Portanto, é indicado que este seja vazado imediatamente, mas é

recomendado observar a bula com a recomendação do fabricante. Possuem capacidade de gerar uma impressão precisa até mesmo na presença de saliva ou sangue. Eles reproduzem detalhes com excelentes resultados, mas sua estabilidade dimensional é apenas razoável (Ciesco *et al.*, 1981; Williams; Jackson; Bergman, 1984; Derrien *et al.*, 1995; Giordano, 2000; Shen, 2003; Craig, 2004; Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011).

3.1.6 Recuperação Elástica

Se comparados aos poliéteres e silicones, eles não possuem uma boa recuperação elástica. Após o endurecimento clinicamente observado, a reticulação continua. Durante esse processo contínuo de reação, a elasticidade e a recuperação elástica aumentam consideravelmente. As moldagens feitas com polissulfeto devem, portanto, serem deixadas na cavidade oral por mais 5 minutos além do tempo de trabalho indicado (Nayyar *et al.*, 1979; Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011).

3.1.7 Indicações

1. Moldagens de preparos totais e parciais destinados à recepção de próteses fixas, moldagem de próteses unitárias e cavidades múltiplas.
2. Moldagem secundária de rebordos edêntulos totais destinados à recepção de próteses totais.

Eles possuem a vantagem de conseguir capturar a margem subgingival sem rasgar durante o ato de remoção. Contudo, antes é necessário confeccionar uma moldeira individual baseada em um modelo de gesso para poder utilizar o material adequadamente (Todescan; Bernardes-Silva; José-Silva, 2009; Telles *et al.*, 2011).

3.1.8 Vantagens e Desvantagens

VANTAGENS	DESVANTAGENS
Baixo custo	Odor desagradável (enxofre)
Alta resistência ao rasgamento	Sabor desagradável
Bom tempo de trabalho	Manchamento
Boa reprodução de detalhes	Memória elástica deficiente.

Fonte: Valle, 2009.

3.2 POLIÉTER

No final da década de 1960, o poliéter, um produto hidrofílico curado pela reação de polimerização de abertura de anel catiônico, foi introduzido no mercado (Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011). O poliéter é um material elastomérico amplamente utilizado na prática clínica para a realização de moldagens de alta precisão, pois possuem excelentes características e propriedades como precisão e a estabilidade dimensional, cujo são essenciais para obtenção de reproduções detalhadas (Singer *et al.*, 2022).

3.2.1 Características Individuais

O poliéter é um material elástico que se destaca por sua capacidade de deformar-se e retornar à forma original sem comprometimento de suas propriedades, o que o torna particularmente adequado para moldagens que exigem detalhes precisos e com alta adaptação. Sua elasticidade permite que o material se distenda durante o processo de remoção do molde, sem sofrer grandes distorções. Este, se caracteriza por uma boa resistência à deformação permanente e por sua estabilidade dimensional, o que resulta em impressões de qualidade superior (Singer *et al.*, 2022).

3.2.2 Composição Química

Sua composição é derivada da reação de polímeros de poliéter, que consiste principalmente em resinas epóxi. A sua composição química envolve a combinação de uma resina base com catalisadores específicos, que permitem a cura do material. A reação química que ocorre durante a cura é altamente controlada para garantir a obtenção de um material resistente e de alta precisão. Durante a manipulação, o poliéter é misturado com catalisadores, o que resulta em uma transição de um estado fluído para uma forma rígida e altamente elástica (Accetta; Poubel, 2010).

3.2.3 Tempo de Trabalho

Os poliéteres possuem o tempo de trabalho relativamente curto, pois sua polimerização ocorre em cerca de 4 a 5 minutos. Estes se apresentam de forma semelhante ao polissulfeto: uma pasta base e uma pasta catalisadora, que podem ser fornecidos como dois tubos, cartucho automático e ponta de mistura, ou misturador automático. Apresentam viscosidades disponíveis em diferentes formas (leve, médio e pesado). Conforme o anel reativo do poliéter é aberto pelo catalisador, ele então atua como um catalisador em si, iniciando uma reação em cadeia (processo de polimerização por adição). Eles possuem hidrofobicidade moderada com um baixo ângulo de molhamento e devem ser armazenados em ambiente seco para evitar distorção. As impressões de poliéter permitem o vazamento tardio, é importante conferir a orientação do fabricante (Wiggs; Lobprise; Hefferren, 1997; Craig, 2004; Donovan; Winston, 2004; Rubel, 2007; Perry, 2013).

3.2.4 Processo de Presa

O processo de presa do polímero ocorre por meio de uma reação envolvendo os grupamentos terminais amina. Essa reação de cura, não gera subprodutos, o que contribui para a boa estabilidade dimensional do material. No entanto, o polímero tem uma tendência a absorver água durante o armazenamento, o que exige que seja mantido em um ambiente seco. Por esse motivo, nunca deve ser guardado junto com moldagens feitas de hidrocoloides irreversíveis, para evitar a interferência na sua qualidade e desempenho (Van Noort., 2007).

3.2.5 Estabilidade Dimensional

Uma das características mais notáveis do poliéter é a sua estabilidade dimensional. Ao contrário de outros materiais elastoméricos, o poliéter mantém sua forma e não sofre distorções significativas com o tempo, o que é essencial para moldagens precisas. Após a cura, a impressão pode ser armazenada por um período prolongado sem perda significativa de precisão, o que o torna ideal para situações que requerem a elaboração de próteses e coroas (Vann Noort., 2007).

3.2.6 Indicações

1. Moldagem secundária de rebordos edêntulos totais destinados à recepção de próteses totais, especialmente os que possuem defeitos ósseos ou que são muito retentivos (Telles *et al.*, 2011).
2. Moldagens de preparos totais e parciais destinados a recepção de próteses fixas (Valle, 2009).
3. Moldagens de arcos parcialmente edêntulos destinados a recepção de próteses parciais removíveis (Todescan; Bernardes-Silva; José-Silva, 2009).

3.2.7 Vantagens e Desvantagens

VANTAGENS	DESVANTAGENS
Alta resistência ao rasgamento	Rigidez excessiva (ocasiona dificuldade de remoção do molde da cavidade oral)
Permite vazamento tardio	Tempo de trabalho curto (4 a 5 minutos)
Boa estabilidade dimensional	Sabor desagradável
Excelente reprodução de detalhes	Capacidade de absorver a umidade presente no ambiente (pode gerar distorção)

Fonte: Hembree; Nunez, 1974; Giordano, 2000; Craig, 2001; Donovan; Winston, 2004; Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011.

3.3 SILICONE POR CONDENSAÇÃO

O silicone por condensação é um material de moldagem amplamente utilizado na prática profissional, conhecido por sua elasticidade e estabilidade dimensional. Avanços recentes se concentraram em aprimorar suas propriedades, como hidrofobicidade e características antibacterianas, que são cruciais para aplicações clínicas (Naumovski; Kapushevskaa., 2017).

3.3.1 Características Individuais

O silicone por condensação é utilizado como material de moldagem na odontologia, este apresenta várias características que influenciam seu desempenho. Entre essas características, destaca-se a baixa viscosidade, que facilita o fluxo do material e permite uma boa adaptação e reprodução de detalhes durante a moldagem. Além disso, o silicone por condensação sofre o processo de cura por reação com a umidade presente no ambiente, liberando um subproduto como álcool ou éter, o que pode afetar o tempo de trabalho e a estabilidade do material. Embora tenha uma boa capacidade de adaptação a superfícies úmidas, não é tão eficaz quanto outros materiais mais hidrofílicos, como os poliéteres. Essas características tornam o silicone por condensação adequado para determinados tipos de

moldagem odontológica, embora outros materiais, como os silicones de adição e poliéteres, sejam preferidos em algumas situações devido às suas melhores propriedades em termos de estabilidade dimensional e precisão (Chen *et al.*, 2004; Rubel, 2007; Gonçalves *et al.*, 2011).

Imagem 1: Aspecto final do molde de silicone por condensação de uma arcada inferior edêntula total após desinfecção.



Fonte: Autores, 2024.

3.3.2 Composição Química

O silicone de condensação é obtido por reação de policondensação de reticulação de pré-polímeros de polissiloxano terminados em hidroxila com tetra alcoxi silanos catalisados por dilaurato de dibutil-estanho (DBTD) (Islamova *et al.*, 2012).

Os principais componentes químicos são:

1. **Polissiloxano (base):** O polissiloxano, ou silicone, é a cadeia principal da estrutura do material. A unidade básica do polissiloxano é o silício (Si) ligado a átomos de oxigênio (O) e grupos orgânicos, como metil ($-\text{CH}_3$), etil ($-\text{C}_2\text{H}_5$), ou vinil ($-\text{CH}=\text{CH}_2$).
2. **Agentes de condensação:** Estes são responsáveis pela reação de cura, como os sililéteres. Durante o processo de cura, os grupos silil reagem com a umidade ou com outros grupos siloxano para formar a rede tridimensional característica do silicone curado.
3. **Catalisadores:** Os catalisadores, geralmente compostos metálicos como o ácido organoalumínio, são utilizados para acelerar a reação de condensação entre os grupos silil. O ácido organoalumínio pode ser usado para facilitar a cura do silicone por condensação.
4. **Subprodutos da reação de condensação:** Durante a cura, a reação de condensação entre os grupos silil e a umidade do ambiente libera subprodutos como álcool ou éteres. Esses subprodutos podem afetar o tempo de trabalho e a estabilidade do material.

5. **Aditivos:** Podem ser adicionados vários outros componentes, como plastificantes, cargas inorgânicas (como dióxido de silício), corantes, estabilizantes e agentes antimicrobianos para melhorar as propriedades do material, como viscosidade, resistência e estabilidade.

3.3.3 Tempo de Trabalho

O tempo de trabalho é o tempo de manipulação do material, sendo o período em que o material permanece moldável após ser misturado com o catalisador. Esse tempo varia dependendo do tipo e marca do silicone, está entre 2 e 3 minutos. Após a mistura, o material deve ser colocado sobre a moldeira, posicionado na cavidade bucal e pressionado para a obtenção da impressão. O tempo para o endurecimento final, ou seja, o tempo que o material leva para atingir sua resistência máxima, costuma ser entre 6 e 10 minutos (Rocha; Russi, 2015).

3.3.4 Processo de Presa

A presa do silicone por condensação ocorre através de uma reação de polimerização. Essa reação ocorre quando o material é misturado com um catalisador, que ativa a cura e leva à formação de uma rede de polímeros. Durante a reação, há a liberação de álcool como subproduto, o que pode provocar uma leve diminuição do volume do material. O tempo de presa é dependente das condições ambientais, como temperatura e umidade, mas em geral, o processo de cura ocorre em duas fases: a fase inicial de gelificação (onde o material começa a endurecer) e a fase final de endurecimento (Carr, 2012).

3.3.5 Estabilidade Dimensional

Os silicones de condensação produzem álcool etílico como um subproduto da reação de presa (polimerização por condensação), que evapora após a presa, contribuindo para o encolhimento. Isso afeta a estabilidade dimensional do material, portanto, este deve ser vazado imediatamente, dentre os materiais elastoméricos, este é o que gera maior distorção se não trabalhado adequadamente (Craig 2001; Donovan; Winston, 2004; Perry, 2013).

3.3.6 Indicações

1. Moldagens de preparos totais e parciais destinados a recepção de próteses fixas (Valle, 2009)
2. Moldagens de arcos parcialmente edêntulos destinados a recepção de próteses parciais removíveis (Todescan; Bernardes-Silva; José-Silva, 2009)
3. Moldagem anatômica e secundária de rebordos edêntulos totais destinados à recepção de próteses totais, especialmente os que possuem defeitos ósseos ou que são muito retentivos (Telles *et al.*, 2011).

4. Impressões para implantes dentários e como matrizes de moldagem para técnicas de molde duplo ou no processo de moldagem de cera para próteses (Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011).
5. Capacidade de fazer vários moldes diagnósticos precisos a partir de uma impressão.

3.3.7 Vantagens e Desvantagens

VANTAGENS	DESVANTAGENS
Alta precisão quando vazado imediatamente	Natureza hidrofóbica
Boa elasticidade	Distorção da impressão com o passar do tempo
Odor agradável	Possibilidade de reação alérgica
Sabor agradável	Estabilidade dimensional afetada em decorrência da polimerização gerar subprodutos

Fonte: Caputi; Varvara, 2008; Gupta; Brizuela, 2023

3.4 SILICONE POR ADIÇÃO

Quando foram introduzidos em meados da década de 1970, os materiais de impressão de silicone de adição, polivinilsiloxano (PVS) ou vinil polisiloxano (VPS) conquistaram a maior parte do mercado contemporâneo (Donovan; Winston, 2004; Madanshetty *et al.*, 2023). Esse material de impressão demonstra superior precisão na execução de moldagens. Ademais, encontra-se disponível em diversas viscosidades, permitindo sua aplicação nas técnicas de impressão monofásica ou bifásica (Caputi *et al.*, 2008; Varvara *et al.*, 2015; Jafari *et al.*, 2024).

3.4.1 Características Individuais

Devido às suas características favoráveis, como alta usabilidade, excelente capacidade de recuperação elástica, precisão na reprodução de detalhes, estabilidade dimensional superior, resistência adequada ao rasgamento, capacidade de produzir vários moldes precisos a partir de uma única impressão e elevada aceitação por parte dos pacientes, esses materiais têm desempenhado um papel revolucionário no avanço dentro do campo da odontologia (Yeh *et al.*, 1980; Rubel, 2007; Madanshetty *et al.*, 2023).

Imagem 2: Aspecto final do molde de silicone por adição após desinfecção.



Fonte: Autores, 2024.

3.4.2 Composição Química

O polidimetilsiloxano (PDMS) é um dos elastômeros mais promissores, apresentando um conjunto de propriedades notáveis que o tornam altamente funcional em diversas aplicações. Entre essas características, destacam-se a elevada estabilidade térmica, a biocompatibilidade, a resistência à corrosão, a flexibilidade, o baixo custo, a facilidade de manuseio, a inércia química, as propriedades hiperplásticas e a permeabilidade a gases. Essas propriedades conferem ao PDMS uma versatilidade significativa, permitindo sua utilização em campos como a medicina, a engenharia de materiais e a indústria química (Ariati *et al.*, 2021).

Esse material é um polímero classificado como elastômero de silício, caracterizado pela presença de cadeias inorgânicas que exibem alta energia de superfície, associadas a silicatos e grupos metila, bem como a componentes inorgânicos que apresentam baixa energia de superfície. Na estrutura química do PDMS, os grupos metila são predominantes e desempenham um papel crucial na conferência de propriedades hidrofóbicas ao material, resultando em uma tensão superficial aproximadamente igual a 20,4 mN/m. Essas características contribuem para a versatilidade do PDMS em diversas aplicações na engenharia de materiais, medicina e tecnologia de superfícies (Colas; Curtis, 2013).

A estrutura química do polidimetilsiloxano (PDMS) consiste em uma matriz siloxana (Si-O) e unidades repetitivas de siloxano ($\text{Si}(\text{CH}_3)_2\text{O}$), que podem ser representadas pela fórmula $\text{CH}_3[\text{Si}(\text{CH}_3)_2\text{O}]_n\text{Si}(\text{CH}_3)_3$, onde n indica o número de unidades repetitivas. A quantidade de repetições define o peso molecular do material, influenciando propriedades como a viscoelasticidade. O grupo

metila (CH_3) é responsável por conferir características hidrofóbicas ao PDMS, enquanto as ligações siloxanas (Si-O) proporcionam estabilidade química e térmica. Além disso, a reação de reticulação, que pode envolver grupos funcionais como fenila e vinila, permite modificações significativas nas propriedades do material, tornando-o adaptável para diversas aplicações em áreas como medicina, engenharia de materiais e nanotecnologia (Sai *et al.*, 2003; Seethapathy; Tadeusz, 2012; Wolf *et al.*, 2018; Ariati *et al.*, 2021).

3.4.3 Tempo de Trabalho

O silicone por adição está disponível em uma ampla gama de viscosidades, que variam desde viscosidade muito baixa, indicada para utilização com seringas ou cartuchos (sistema de automistura), até viscosidades média, alta e muito alta, permitindo a seleção adequada conforme as necessidades clínicas específicas (Donovan; Winston, 2004; Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011).

A proporção da manipulação deve ser feita baseado nas orientações do fabricante. Esse material elastomérico apresenta uma desvantagem significativa: sua suscetibilidade à contaminação. A contaminação do vinil polissiloxano (PVS) geralmente decorre da presença de enxofre ou compostos sulfurosos (Craig, 2001; Donovan; Winston, 2004; Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011), frequentemente encontrados em luvas de látex ou diques de borracha (Noonan, 1986). É importante ressaltar que qualquer contato do PVS não polimerizado com látex resultará na inibição direta do processo de polimerização do material. Além disso, essa inibição pode ocorrer se o material em massa for manipulado enquanto se utilizam luvas ou se luvas de látex forem empregadas antes da mistura do material.

3.4.4 Processo de presa

O processo de presa do silicone de adição, também conhecido como polimerização por adição, ocorre através de uma reação química que envolve grupos funcionais presentes na estrutura do material. O silicone de adição é baseado na polimerização de adição entre divinilpolissiloxano e polimetil-hidrosiloxano com um sal de platina como catalisador (Shen, 2023).

Componentes principais: O silicone de adição é tipicamente composto por duas partes:

1. **Base:** Contém poli(siloxano) com grupos vinílicos ($-\text{CH}=\text{CH}_2$) e hidrossilanos ($-\text{Si}-\text{OH}$).
2. **Catalisador:** Geralmente, é um composto que contém platina ou outro metal de transição, que atua como catalisador para a reação de polimerização.
3. **Reação de adição:** A polimerização ocorre quando os grupos vinílicos reagem com os grupos hidrossilanos, resultando na formação de ligações siloxanas (Si-O) e na criação de uma rede tridimensional.

3.4.5 Estabilidade Dimensional

Idealmente, a estabilidade dimensional de um material de impressão reflete sua capacidade de preservar a precisão da moldagem ao longo do tempo, o que é fundamental para garantir a conformidade com as características anatômicas desejadas e a eficácia funcional do dispositivo restaurador ou protético. Essa propriedade é influenciada por diversos fatores, incluindo a composição química do material, as condições ambientais e o processo de cura, os quais desempenham papéis cruciais na minimização de deformações e na manutenção da integridade dimensional (Craig, 2001). Dessa forma, proporciona-se a oportunidade de vazá-lo conforme a conveniência do operador. Na realidade, esse processo é tipicamente dependente do tempo, com a máxima precisão dimensional sendo alcançada imediatamente após a conclusão da polimerização. No entanto, essa precisão tende a declinar à medida que a impressão é armazenada por períodos prolongados. Esse fenômeno pode ser atribuído a fatores como a relaxação das tensões internas, a absorção de umidade e variações nas condições ambientais, os quais podem comprometer a integridade dimensional do material ao longo do tempo. (Williams *et al.*, 1984; Craig *et al.*, 1990; Shen, 2003; Donovan; 2004; Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011).

Por essa razão, é crucial que esses materiais apresentem baixa contração após a polimerização e mantenham estabilidade dimensional. Os materiais à base de polivinilsiloxano demonstram uma estabilidade dimensional quase ideal, permitindo que sejam vazados de 1 a 2 semanas após a confecção da impressão. Essa característica é fundamental para garantir a precisão e a eficácia do resultado, minimizando as distorções que podem ocorrer devido a alterações nas condições ambientais e ao tempo de armazenamento (Derrien; Le Menn, 1995; Craig, 2001; Shen, 2003; Donovan; Winston, 2004; Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011).

3.4.6 Indicações

1. Capacidade de fazer vários moldes diagnósticos precisos a partir de uma impressão (Shen, 2003).
2. Moldagens precisas para pilares de implantes e estruturas, contribuindo para resultados protéticos ideais (Shen, 2003).
3. Moldagem anatômica e secundária de rebordos edêntulos totais destinados à recepção de próteses totais, especialmente os que possuem defeitos ósseos ou que são muito retentivos (Telles *et al.*, 2011).
4. Moldagens de preparos totais e parciais destinados a recepção de próteses fixas (Valle, 2009)
5. Moldagens de arcos parcialmente edêntulos destinados a recepção de próteses parciais removíveis (Todescan; Bernardes-Silva; José-Silva, 2009).

6. Ideal para pacientes com múltiplos pilares ou topografias intraorais complexas, onde detalhes e fidelidade são essenciais (Shen, 2003).

3.4.7 Vantagens e Desvantagens

VANTAGENS	DESVANTAGENS
Margens facilmente visíveis	Natureza hidrofóbica
Excelente recuperação elástica	Baixa resistência ao rasgamento
Odor agradável	Suscetível a contaminação pelos componentes das luvas de látex
Sabor agradável	Material pesado e duro
Permite vazamento tardio	Material pesado pode deslocar o leve
Permite vazar repetidamente	

Fonte: Noonan, 1986; Craig, 2001; Donovan; Winston, 2004; Hamalian; Nasr; Chidiac, 2011.

4 MÉTODOS DE DESINFECÇÃO

A contaminação de materiais de moldagem odontológica por saliva e sangue provenientes da cavidade oral é um frequente em clínicas odontológicas, e, como resultado, potencialmente contaminadas com patógenos (por exemplo, *estreptococos*, *estafilococos*, *Escherichia coli*, *Mycobacterium tuberculosis*, Vírus da Hepatite C e Vírus do Herpes Simplex, *Candida albicans*). A interação direta entre as clínicas odontológicas e os laboratórios protéticos implica que essas moldagens, quando contaminadas, representam um desafio significativo para o controle da infecção cruzada, exigindo protocolos rigorosos de desinfecção e biossegurança (Amin *et al.*, 2009; Valle, 2009; Azevedo *et al.*, 2019; Al Mortadi *et al.*, 2019; Mantena *et al.*, 2019). Até o ano de 1991, a prática recomendada consistia em enxaguar as moldagens em água corrente (Fabiani, 2006). As diretrizes para o controle de infecção em ambientes odontológicos estabelecem que todas as próteses dentárias e dispositivos protéticos devem ser submetidos a protocolos rigorosos de limpeza, desinfecção e enxágue antes do manuseio no laboratório, utilizando desinfetantes hospitalares com comprovada eficácia antimicrobiana (American Dental Association, 1996; Kohn *et al.*, 2003; Amin *et al.*, 2009)

O desinfetante utilizado na desinfecção de moldes e modelos deve, idealmente, atender a uma dupla finalidade: atuar como um agente antimicrobiano eficaz, garantindo a eliminação de microrganismos patogênicos, enquanto preserva as propriedades dimensionais e a integridade superficial do material de moldagem e do modelo de gesso resultante. Essa compatibilidade é fundamental para assegurar a precisão das moldagens e a qualidade dos dispositivos protéticos, evitando interferências nas características físicas que possam comprometer o ajuste e a funcionalidade de peças protéticas (Taylor *et al.*, 2002).

Dentre os desinfetantes utilizados para a descontaminação de materiais de moldagem, destacam-se o glutaraldeído a 2% e o hipoclorito de sódio nas concentrações de 0,5% e 1,0%. Ao selecionar um desinfetante apropriado, é fundamental considerar sua compatibilidade com o material de moldagem, a fim de evitar potenciais efeitos adversos sobre a reprodução de detalhes, a estabilidade

dimensional e o grau de umedecimento dos materiais de moldagem. A avaliação cuidadosa da interação entre o desinfetante e o material é crucial para garantir a eficácia do processo de desinfecção sem comprometer as propriedades físico-químicas do material utilizado (Valle, 2009; Melo Neto *et al.*, 2023)

O protocolo a seguir descreve um procedimento de desinfecção para moldes de impressão, que pode ser ajustado conforme o tipo de material de moldagem utilizado:

1. Realizar a lavagem do molde em água corrente para a remoção prévia de sangue e saliva, assegurando a eliminação de contaminantes;
2. Colocar o desinfetante em uma cuba de vidro ou plástico com tampa, garantindo a adequação do recipiente ao produto utilizado;
3. Imergir ou borriflar a solução desinfetante sobre o molde por um período de 10 minutos ou borriflar a assegurando uma desinfecção eficaz;
4. Após a imersão, lavar novamente o molde em água corrente para remover qualquer resíduo do desinfetante;
5. Proceder à secagem do molde, assegurando que esteja completamente livre de umidade antes do armazenamento ou uso subsequente.

O glutaraldeído é amplamente utilizado para a desinfecção de moldes confeccionados em polissulfeto e silicone. Em contrapartida, o hipoclorito de sódio é recomendado para a desinfecção de uma variedade de materiais de moldagem, incluindo, polissulfeto, silicone e poliéter. Para a desinfecção de alginato e poliéter, recomenda-se que seja borrifado o hipoclorito de sódio na superfície do molde, que deve ser coberto com papel toalha previamente umedecido na mesma solução desinfetante. O molde deve ser mantido em um saco plástico por um período de 10 minutos para garantir a eficácia da desinfecção. Após esse intervalo, o molde deve ser lavado em água corrente, seguido de secagem adequada e vazamento (Valle, 2009).

A seguir, um quadro resumo dos materiais elastoméricos e seus respectivos métodos desinfectantes:

MATERIAL	MÉTODOS DE DESINFECÇÃO	OBSERVAÇÕES
POLISSULFETO (MERCAPTANA)	<ol style="list-style-type: none"> 1. Limpeza inicial: Enxaguar com água corrente para remover resíduos; 2. Desinfecção: Imergir em solução de hipoclorito de sódio a sódio a 0,5% ou 1,0% por 10 minutos ou ácido peracético a 1%; 3. Enxágue: Lavar em água corrente para remover resíduos do desinfetante; 4. Secagem: Secar ao ar livre ou com toalha descartável. 	A limpeza inicial deve ser realizada imediatamente após a remoção do molde para evitar a degradação do material.



POLIÉTER	<ol style="list-style-type: none">1. Limpeza inicial: Enxaguar com água corrente para remover resíduos;2. Desinfecção: Imergir em solução de glutaraldeído a 2% por 10 minutos;3. Enxágue: Lavar em água corrente para remover resíduos do desinfetante;4. Secagem: Secar ao ar livre ou com toalha descartável	<p>A limpeza inicial deve ser realizada imediatamente após a moldagem;</p> <p>Solução de glutaraldeído a 2% é compatível com poliéter e eficaz contra microrganismos.</p>
SILICONE POR CONDENSAÇÃO	<ol style="list-style-type: none">1. Limpeza inicial: Enxaguar com água corrente para remover resíduos;2. Desinfecção: Imergir em solução de hipoclorito de sódio a sódio a 0,5% ou 1,0% por 10 minutos ou ácido peracético a 1%;3. Enxágue: Lavar em água corrente para remover resíduos do desinfetante;4. Secagem: Secar ao ar livre ou com toalha descartável.	<p>Evitar o uso de água quente, pois pode afetar a dimensionalidade.</p>
SILICONE POR ADIÇÃO	<ol style="list-style-type: none">1. Limpeza inicial: Enxaguar com água corrente para remover resíduos;2. Desinfecção: Imergir em solução de hipoclorito de sódio a sódio a 0,5% ou 1,0% por 10 minutos ou ácido peracético a 1%;3. Enxágue: Lavar em água corrente para remover resíduos do desinfetante;4. Secagem: Secar ao ar livre ou com toalha descartável	<p>O silicone por adição é sensível a desinfetantes à base de álcool.</p>

Fonte: Autores, 2024.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS E RELEVÂNCIA CLÍNICA

É indiscutível que o uso dos materiais elastoméricos compõe a rotina de muitos profissionais, em decorrência das suas características e propriedades, além do que, em muitos tratamentos é preciso obter uma impressão das estruturas da cavidade oral. Estes materiais podem ser aplicados em diversas áreas, contudo, para que haja sucesso em sua aplicação, é importante que o profissional detenha conhecimento acerca das suas indicações e aspectos.



REFERÊNCIAS

ACCETTA, D.F; POUBEL, L.A.C. Importância do conhecimento das propriedades de três materiais de moldagem (silicones e poliéter): revisão. *Revista Fluminense de Odontologia*, p. 55-59, 2010.

AL MORTADI, N. et al. Disinfection of dental impressions: knowledge and practice among dental technicians. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*, p. 103-108, 2019

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION et al. Council on scientific affairs and American Dental Association Council on dental practice. Infection control recommendations for the dental office and the dental laboratory. *J Am Dent Assoc*, v. 127, p. 672-80, 1996

AMIN, W. M. et al. The effects of disinfectants on dimensional accuracy and surface quality of impression materials and gypsum casts. *Journal of Clinical Medicine Research*, v. 1, n. 2, p. 81, 2009.

ARIATI, R. et al. Polydimethylsiloxane composites characterization and its applications: A review. *Polymers*, v. 13, n. 23, p. 4258, 2021.

ASTM D624-00. Standard test method for tear strength of conventional vulcanized rubber and thermoplastic elastomers. *Annual Book of ASTM Standards*, 2012.

AZEVEDO, M.J. et al. A simple and effective method for addition silicone impression disinfection. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, v. 11, n. 3, p. 155-161, 2019.

BATES, M. T. et al. Color Stability and Mechanical Properties of Two Commonly Used Silicone Elastomers with e-Skin and Reality Coloring Systems. *International Journal of Prosthodontics*, v. 34, n. 2, 2021.

CAPUTI, S; VARVARA, G. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 99, n. 4, p. 274-281, 2008.

CARR, A. B; BROWN, D. T; COOPER, S. E. *McCracken Prótese Parcial Removível*. Elsevier Health Sciences, 2012.

CIESCO, J. N. et al. Comparison of elastomeric impression materials used in fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 45, n. 1, p. 89-94, 1981.

CHEN, S. Y.; LIANG, W. M.; CHEN, F. N. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *Journal of Dentistry*, v. 32, n. 8, p. 603-609, 2004.

COLAS, A; CURTIS, J. *Handbook of Polymer Applications in Medicine and Medical Devices: 7. Silicones*. Elsevier Inc. Chapters, 2013.

COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT et al. Infection control recommendations for the dental office and the dental laboratory. *The Journal of the American Dental Association*, v. 116, n. 2, p. 241-248, 1988.

CRAIG, R. G.; URQUIOLA, N. J.; LIU, C. C. Comparison of commercial elastomeric impression materials. *Operative Dentistry*, v. 15, n. 3, p. 94-104, 1990.

CRAIG, Robert George (Ed.). *Restorative dental materials*. Mosby, 1980.



CRAIG, RG. Impression Materials. In Craig R.G, Powers J.M, Wataha J.C. Dental Materials properties and Manipulation. St. Louis: Mosby, 2004; 156-197.

CRAIG, RG. Model and die materials. In Craig RG, Powers J.M, Wataha J.C. Dental materials properties and manipulation. St.Louis: Mosby, 2004; 198-220.

CRAIG, R. G. Evaluation of an automatic mixing system for an addition silicone impression material. Journal of the American Dental Association, v. 110, n. 2, p. 213-215, 1985.

DERRIEN, Gérard et al. Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 74, n. 1, p. 1-7, 1995.

DI FELICE, R; SCOTTI, R; BELSER, U.C. The influence of the mixing technique on the content of voids in two polyether impression materials. Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin Revue Mensuelle Suisse D'odonto-stomatologie Rivista Mensile Svizzera di Odontologia e Stomatologia, v. 112, n. 1, p. 12-16, 2002.

DOUBLEDAY, B. Impression materials. British Journal of Orthodontics, v. 25, n. 2, p. 133-140, 1998.

DONOVAN, T. E; WINSTON, W. L. C. A review of contemporary impression materials and techniques. Dental Clinics of North America. v. 48, n. 2, p. 445-470, 2004

DUDAS, C. et al. Quantification of flowability and hydrophilicity of elastomeric impression materials. Acta Stomatologica Marisiensis Journal, v. 6, n. 2, p. 33-38.

FABIANI, L.; MOSCA, G.; GIULIANI, A. R. Hygiene in dental practices. Eur J Paediatr Dent, v. 7, n. 2, p. 93-7, 2006.

FERRO, A. C. et al. Fatores que influenciam a eficiência dos scanners intraorais em prótese dentária: Revisão narrativa. Seven Editora, 2024.

GIORDANO 2ND, R. Impression materials: basic properties. General Dentistry, v. 48, n. 5, p. 510-2, 514, 516, 2000.

GONÇALVES, F. S. et al. Dimensional stability of elastomeric impression materials: a critical review of the literature. European journal of prosthodontics and restorative dentistry, v. 19, n. 4, p. 163, 2011.

GUPTA, R; BRIZUELA, M. Dental Impression Materials. 2021.

HAMALIAN, T. A et al. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists. v. 20, n. 2, p. 153-60, 2011.

HATAMLEH, M. M. et al. Mechanical properties and simulated aging of silicone maxillofacial elastomers: advancements in the past 45 years. Journal of Prosthodontics, v. 25, n. 5, p. 418-426, 2016.

HEMBREE JR, J. H.; NUNEZ, L. J. Effect of moisture on polyether impression materials. The Journal of the American Dental Association, v. 89, n. 5, p. 1134-1136, 1974.

HERFORT, T. W. et al. Tear strength of elastomeric impression materials. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 39, n. 1, p. 59-62, 1978.



HONDRUM, S. O. Changes in properties of nonaqueous elastomeric impression materials after storage of components. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 85, n. 1, p. 73-81, 2001.

ISLAMOVA, R. M. et al. Bis-Nitrile and bis-dialkylcyanamide platinum (II) complexes as efficient catalysts for hydrosilylation cross-linking of siloxane polymers. *Molecules*, v. 21, n. 3, p. 311, 2016.

JAFARI, A. et al. Dimensional Accuracy of Two-Step Impressions Relined with Extra-Light Addition Silicone Material. *Front Dent*. v. 20, n. 21, p. 17, 2024.

KECK, S. C. Automixing: a new concept in elastomeric impression material delivery systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 54, n. 4, p. 479-483, 1985.

KOHN, William G. et al. Guidelines for infection control in dental health-care settings-2003. *MMWR Recomm Rep*, v. 52, n. 17, p. 1-61, 2003.

LUKIN, R.Y. et al. Platinum-catalyzed hydrosilylation in polymer chemistry. *Polymers*, v. 12, n. 10, p. 2174, 2020.

LU, H; NGUYEN, B; POWERS, J.M. Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 92, n. 2, p. 151-154, 2004.

LYON, K. F.; DETORRE, M. Using epoxy for dental castings. *Journal of Veterinary Dentistry*, v. 9, n. 1, p. 4-5, 1992.

MADANSHETTY, P. et al. Addition Silicone Impressions in Fixed Prosthodontics: Clinical Standpoints. *Cureus*, v. 15, n. 8, 2023.

MELO-NETO, C. M.; SANTOS, D. M. dos; GOIATO, M. C.. Complete Denture–Border Molding Technique Using a Laboratory Condensation Silicone Putty. *Prague Medical Report*, v. 124, n. 4, p. 359-379, 2023.

NAYYAR, Arun et al. Comparison of some properties of polyether and polysulfide materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 42, n. 2, p. 163-167, 1979.

NETO, C.L.M.M; SANTOS, D.M; GOIATO, M.C. Complete Denture–Border Molding Technique Using a Laboratory Condensation Silicone Putty. *Prague Medical Report*, v. 124, n. 4, p. 359-379, 2023.

NAUMOVSKI, B; KAPUSHEVSKA, B. Dimensional stability and accuracy of silicone–based impression materials using different impression techniques—a literature review. *Prilozi*, v. 38, n. 2, p. 131-138, 2017.

NETO, C.L.M.M; SANTOS, D.M; GOIATO, M.C. Complete Denture–Border Molding Technique Using a Laboratory Condensation Silicone Putty. *Prague Medical Report*, v. 124, n. 4, p. 359-379, 2023.

NOONAN, J. E.; GOLDFOGEL, M. H.; LAMBERT, R. L. Inhibited set of the surface of addition silicones in contact with rubber dam. *Operative Dentistry*, v. 10, n. 2, p. 46-48, 1985.

PERRY, R. Dental impression materials. *Journal of Veterinary Dentistry*, v. 30, n. 2, p. 116-124, 2013.



POWERS J.M, SAKAGUCHI R.L: Impression Materials. In Powers JM, Sakaguchi RL (eds): Craig's Restorative Dental Materials (ed 12). St. Louis, Mosby, 2006, pp. 294-295.

RUBEL, B. S. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. Dental Clinics of North America. v. 51, n. 3 p. 629-642, 2007.

RE, D. et al. Mechanical properties of elastomeric impression materials: an in vitro comparison. International journal of dentistry, v. 2015, n. 1, p. 428286, 2015.

ROCHA, E. P.; RUSSI, S. Prótese Total e Prótese Parcial Removível. Artes Médicas Editora, 2015.

SAINI, R.S. et al. Properties of a novel composite elastomeric polymer vinyl polyether siloxane in comparison to its parent materials: a systemic review and meta-analysis. BMC Oral Health, v. 24, n. 1, p. 54, 2024.

SATYANARYANA R. M, IRFAN M. et al. Disinfection of impression materials: a Comprehensive Review of Disinfection. International Journal of Dental Materials, v. 1, n. 01, p. 07-16, 2019.

SEETHAPATHY, S; GORECKI, T. Applications of polydimethylsiloxane in analytical chemistry: A review. Analytica Chimica Acta, v. 750, p. 48-62, 2012.

SIA, S. K.; WHITESIDES, G. M. Microfluidic devices fabricated in poly (dimethylsiloxane) for biological studies. Electrophoresis, v. 24, n. 21, p. 3563-3576, 2003.

SINGER, L. et al. Digital assessment of properties of the three different generations of dental elastomeric impression materials. BMC Oral Health, v. 22, n. 1, p. 379, 2022.

SHEN, C. Impression materials. In: KJ Anusavice (ed): Philips Science of Dental Materials (ed 11). Philadelphia, Saunders, p. 210-230, 2003.

SNEED, W. D; MILLER, R; OLSON, J. Tear strength of ten elastomeric impression materials. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 49, n. 4, p. 511-513, 1983.

SOH, G; CHONG, Y. H. Defects in automixed addition silicone elastomers prepared by putty-wash impression technique. Journal of Oral Rehabilitation, v. 18, n. 6, p. 547-553, 1991.

SPRANLEY, T. J.; GETTLEMAN, L.; ZIMMERMAN, K. L. Acute tissue irritation of polysulfide rubber impression materials. Journal of Dental Research, v. 62, n. 5, p. 548-551, 1983.

UD DIN, S. et al. Comparison of the hardness of novel experimental vinyl poly siloxane (VPS) impression materials with commercially available ones. BioMed Research International, v. 2022, n. 1, p. 1703869, 2022.

TAYLOR, R. L.; WRIGHT, P. S.; MARYAN, C. Disinfection procedures: their effect on the dimensional accuracy and surface quality of irreversible hydrocolloid impression materials and gypsum casts. Dental materials, v. 18, n. 2, p. 103-110, 2002

TELLES, D. Moldagem Anatômica. In: TELLES, Daniel de M. Prótese Total Convencional e Sobre Implantes. Rio de Janeiro: Santos, 2011, p. 71-84.

TELLES, D. Moldagem Funcional. In: TELLES, Daniel de M. Prótese Total Convencional e Sobre Implantes. Rio de Janeiro: Santos, 2011, p. 85-124.



TODESCAN, R. Moldagem em Prótese Parcial Removível. In: TODESCAN, Reynaldo; BERNARDES-SILVA E.E; SILVA-JOSÉ O. Atlas de Prótese Parcial Removível. 5.ed. São Paulo: Santos Editora, 2009, p. 257-275.

THOULTON, T.W. Fundamentals of small animal orthodontics. In: Holmstrom SE, ed. Vet Clinics North Amer Sm Anim Pract. Philadelphia: Saunders, 2005; 35: 869-889.

VALLE, A.L. Moldagem e Modelo de Trabalho. In: PEGORARO et al. Prótese fixa: bases para o planejamento em reabilitação oral. 2. ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 2009, p. 227-274.

NOORT, Van. Introdução aos Materiais Dentários 3a edição. Elsevier Brasil, 2009.

VARVARA, G. et al. Evaluation of defects in surface detail for monophase, 2-phase, and 3-phase impression techniques: An in vitro study. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 113, n. 2, p. 108-113, 2015.

WILLIAMS, P. T.; JACKSON, D. G; BERGMAN, W. An evaluation of the time-dependent dimensional stability of eleven elastomeric impression materials. The Journal of Prosthetic dentistry, v. 52, n. 1, p. 120-125, 1984.

WIGGS R.B; LOBPRISE H.B; HEFFERREN J.J. Basic materials and supplies. In: Wiggs RB, Lobprise HB, eds. Veterinary dentistry principles and practice. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997: 29-54

WOLF, M.P.; SALIEB-BEUGELAAR, G.B.; HUNZIKER, P. PDMS with designer functionalities— Properties, modifications strategies, and applications. Progress in Polymer Science, v. 83, p. 97-134, 2018.

YEH, C. L.; POWERS, J. M.; CRAIG, R. G. Properties of addition-type silicone impression materials. The Journal of the American Dental Association, v. 101, n. 3, p. 482-484, 1980.

ZHENG L.W; WANG J.Y; YU R.Q. Biomaterials in Dentistry. Encyclopedia of Biomedical Engineering. v. 1, p. 278-288, 2019.