LUIS PABLO HERRERA TINAJERO

**Avaliação das propriedades físicas de dois materiais flexíveis de produção
nacional para uso em prótese facial**

São Paulo

2010

LUIS PABLO HERRERA TINAJERO

**Avaliação das propriedades físicas de dois materiais flexíveis de produção
nacional para uso em prótese facial**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Prótese Buco Maxilo Facial

Orientador: Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias

São Paulo

2010

FOLHA DE APROVAÇÃO

Tinajero LPH. Avaliação das propriedades físicas de dois matérias flexíveis de produção nacional para uso em prótese facial. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: /   /2010

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha maior fonte de motivação: Minha família

Para meus pais, Dr. Jorge Luis Herrera Herrera e Lic. Oralia Tinajero de la Trinidad, pelos valores e educação transmitidos, por estar comigo sempre, e por ter apoiado minha decisão de seguir o plano de vida que Deus tem traçado para mim, sem seus conselhos, seu carinho e seu imenso amor, esta experiência não teria sido tão enriquecedora para minha formação como pessoa.

Para meus irmãos Oralia e Ivan, pessoas capazes, inteligentes e de um nobre coração, por levantar meu animo sempre que for necessário, reconheço o seu esforço e dedicação para ser pessoas do bem. Meu amor, respeito e agradecimento eterno para vocês família.

Para meus amigos, que também considero minha família, reafirmando assim o valor tão importante que a amizade tem para mim. A America, Jenny, Jonathan, Jose, Jorge, Joel; e aos novos membros da minha família Ambart, Patrícia, Wilson e meu tutor legal no Brasil e irmão Felipe, cada um de vocês tem um pedaço do meu coração, agradeço a Deus por me abençoar com a sua amizade.

Para Yahaira, amiga, companheira, confidente, pelos anos de carinho e afeto incondicional, por seguir meus passos e compartilhar os meus êxitos, te agradeço por me permitir ser parte da tua vida, não poderia deixar de te expressar o importante que você é para mim.

AGRADECIMENTOS

Sempre e sem dúvida nenhuma agradeço a Deus por se manifestar em cada dia de minha vida, me ajudando e me oferecendo a oportunidade de aprender a ser feliz.

Ao meu orientador Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias, que com incrível amabilidade me abriu as portas sempre; obrigado por me estender a mão tanto no profissional quanto no pessoal, a minha gratidão, respeito e admiração por sempre professor.

A minha co-orientadora Profa. Dra. Neide Pena Coto, equilíbrio perfeito entre simpatia e inteligência; por compartilhar sua experiência comigo, pelos conselhos e pelo exemplo de responsabilidade e carinho ao paciente, reconheço a sua preocupação e participação como peça chave na realização deste trabalho.

A Profa. Dra. Cleusa Aparecida Campanini Geraldini, sempre comunicativa e participativa com os alunos, agradeço pela preocupação diária em transmitir a sua experiência clínica para meu crescimento profissional, pelo exemplo de total e sincera entrega a profissão, pelos conselhos e ânimo transmitido; meu carinho, respeito e admiração por você estarão presentes em cada tratamento que eu realizar.

Ao Prof. Ricardo Cesar dos Reis, pela paciência ao compartilhar seu conhecimento, foi com você que tive o primeiro contato com a prótese buco maxilo facial, através do curso de especialização que você dignamente dirige, tenha certeza que os seus ensinamentos e conselhos serão sempre inteligentemente aplicados.

Ao Prof. Igor Studart Medeiros pela honra em participar deste meu projeto e engrandece-lo. Fica aqui meu eterno agradecimento.

Ao Prof. Dr. Jorge Perusquia Jasso, ex diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade Autônoma de Chihuahua, pelo apoio recebido durante este tempo.

Ao C.P. Raul Arturo Chavez Espinoza, ex reitor da Universidade Autônoma de Chihuahua pelo incentivo e apoio recebido para a realização do mestrado.

A Profa. Dra. Martina Nevarez Rascon professora da Faculdade de Odontologia da UACH, pelo exemplo de perfeição clínica e pela motivação da importância da pesquisa científica.

Ao Prof. Dr. Juan Antonio Galache Veja, pelo exemplo de retidão e pelos anos de amizade.

Ao Instituto de Pesquisa Tecnológica na pessoa da Química Maria Rita Pereira, do Laboratório de Processamentos Químicos e Tecnológicos de Partículas, pela atenciosa e pronta ajuda, assim como pela orientação na confecção dos corpos de prova e realização dos ensaios mecânicos deste projeto.

A secretária Belira de Carvalho e Silva quem diretamente participo no meu processo de adaptação e aprendizagem, muito obrigado pelas carinhosas orientações.

As professoras do Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilo Facial Profa. Beatriz Silva Camara Mattos, pelos conselhos e motivação de superação;

Profa. Dra Márcia Andre, pelo ensinamento sobre a crítica objetiva e a entrega total ao paciente.

Aos meus colegas da pós-graduação Thais Bianca Brandão, Priscila Ribas, Priscila Cavalcanti de Paula, Priscila Marafon, Renato Sanchez por compartilhar seus conhecimentos e tempo comigo.

Ao técnico de laboratório Paulo Sergio Andremarchi pelo apoio sempre recebido.

A Secretária Ana Lucia pelo seu sincero carinho e amabilidade.

A German Ibacache Pulgar pela atenciosa e pronta ajuda na primeira revisão da parte estatística.

Aos alunos da graduação, principalmente por me permitir desfrutar da experiência de ser professor. Sucesso para vocês sempre!

Feliz aquele que transfere o que sabe e aprende o que ensina.

Cora Coralina

RESUMO

Tinajero LPH. Avaliação das propriedades físicas de dois matérias flexíveis de produção nacional para confecção de prótese faciais [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2010.

Para confeccionar próteses faciais e reabilitar aqueles pacientes com perdas anatômicas, são empregados diversos materiais, destacando-se entre estes os flexíveis, devido à semelhança estética que apresentam com a pele humana. O padrão de qualidade dos materiais é liderado por produtos estrangeiros, tornando difícil a obtenção e, por tanto, a aplicação dos mesmos em território nacional. Devido à necessidade de se ter materiais nacionais com qualidade semelhante aos importados, este trabalho mensurou dois materiais, a resina resiliente CLASSIFLEX e o silicone médico ORTHO PAUER, ambos de produção nacional, seguindo as normas da ASTM (American Standard for testing materials). Foram testadas dureza Shore A, resistência ao rasgamento, resistência a tração e alongamento de ruptura. Os valores obtidos foram analisados estatisticamente e comparados entre si. Os valores de resistência a tração, resistência ao rasgamento e dureza Shore A, dos materiais testados foram baixos quando comparados com os valores encontrados em outras pesquisas. Os valores de Alongamento de ruptura se encontram dentro dos valores aceitáveis para matérias de uso em reabilitação buco maxilo facial.

Palavras-chave: Propriedades Físicas. Prótese Maxilofacial. Elásteros de Silicone.

ABSTRACT

Tinajero LPH. Evaluation of the physical properties of two flexível materials domestic produced, to create facial prosthesis. [dissertation].

São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2010.

To fabricate and create facial prosthesis for those patients with anatomical loss, maxillo facial protesiology use differet materials. Flexible materials has being used mostly because of their aesthetic similarity with the skin. The standard for quality in prosthetic materilas is led by foreign products, making it difficult to obtain and apply these materials in national territory. Due to the necessity of giving new and better materilas the CLASSIFLEX resilient resin and the ORTHO PAUER medical silicone, both of domestic production, were selected to test the fisical properties of: Shore A hardness, elongation, tensile strength and tear strenght. The specimens were made following the parameters indicated by the ASTM and each test was performed. The values obtained were analyzed statistically and compared. The results obtained may conclude that the physical properties of tensile srtrenght, tear strenght and Shore A hardness were low when compared with the results observed in other similar studies. The values obtained from the elongation test shows similarity of other values obtained by past studies.

Keywords: Physical properties, Maxillofacial prosthesis, Silicone elastomers.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Materiais testados.....	32
Figura 4.2 - Confeção dos moldes para corpos de prova da dureza Shore A.....	34
Figura 4.3 - Confeção dos corpos de prova para o ensaio de dureza Shore A.....	35
Figura 4.4 - Acabamento e mensuração dos corpos de prova para o ensaio de dureza Shore A	36
Figura 4.5 Obtenção das placas de silicone para os testes de resistência ao rasgamento.....	37
Figura 4.6 Corpo de prova obtido para os testes de resistência ao rasgamento.....	37
Figura 4.7 Corpo de prova obtido para os testes de resistência à tração.....	38
Figura 4.8 Aparelho empregado na realização do ensaio de dureza Shore A.....	39
Figura 4.9 Corpo de prova padrão para os ensaios de resistência ao rasgamento	39
Figura 4.10 Máquina universal de ensaios INSTRON.....	40
Figura 4.11 Corpo de prova padrão para os ensaios de tração.....	41

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Valores de dureza shore A, resistência ao rasgamento e resistência a tração	18
Tabela 5.1- Médias e desvios-padrão (entre parênteses) para a resina resiliente CLASSIFLEX e o silicone ortopédico ORTHO PAUER.....	42

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASTM	American Standards of Testing Materials
gf/cm ²	Grama-força por centímetro quadrado
Kg/cm	quilograma (s) por centímetro
Kg/cm ²	quilograma (s) por centímetro quadrado
Kgf/cm	quilograma(s)-força por centímetro
Kgf/cm ²	quilograma(s)-força por centímetro quadrado
KN/m	quilonewton metro
Mpa	Mega Pascal
N	Newton
N/mm	Newton por milímetro
N/mm ²	Newton por milímetro quadrado
PDMS	polidimetil siloxano
Psi	libra força por polegada quadrada
RTV	vulcanização a temperatura ambiente
Vc/cm c	carga por extensão

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	16
2.1 REVISÃO DOS ENSAIOS MECÂNICOS REALIZADOS.....	19
3 PROPOSIÇÃO	31
4 MATERIAL E MÉTODOS	32
4.1 MATERIAL.....	32
4.1.2 Aparelhos para testes mecânicos	32
4.1.3 Material de laboratório	33
4.2 PREPARO DOS CORPOS DE PROVA	34
4.2.1 Corpos de prova para ensaios de dureza Shore A.....	34
4.2.2 Corpos de prova para ensaios de resistência ao rasgamento	36
4.2.3 Corpos de prova para ensaios de resistência a tração.....	38
4.3 REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS.....	38
4.3.1 Ensaios de Dureza Shore A.....	38
4.3.2 Ensaios de Resistência ao rasgamento.....	39
4.3.3 Ensaios de resistência a tração.....	41
4.3.4 Análise estatística.....	41
5 RESULTADOS	42
6 DISCUSSÃO	44
6.1 DUREZA SHORE A.....	45
6.2 RESISTÊNCIA A TRAÇÃO.....	45
6.3 RESISTÊNCIA AO RASGAMENTO.....	46
6.4 ALONGAMENTO DE RUPTURA.....	47
6.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	47
7 CONCLUSÕES	49
REFERÊNCIAS.....	50
ANEXOS	55

1 INTRODUÇÃO

Lesões na face com comprometimento tecidual grave ocorrem normalmente decorrentes de oncocirurgias e acidentes automobilísticos. Quando a perda facial não pode ser reparada através da cirurgia plástica, a prótese facial passa a ter um importante papel na reabilitação estética do paciente.

Apesar dos avanços tecnológicos na área da saúde, ainda não foi desenvolvido o material ideal que cumpra com todos os requisitos para lograr a reabilitação destes pacientes que perderam alguma região anatômica da face.

A necessidade de devolver ao paciente mutilado facial a auto-estima e aceitação pela sociedade, tem proporcionado que desde tempos antigos fossem confeccionadas peças protéticas que restabeleceram esteticamente a perda da continuidade anatômica do rosto (Dootz et al., 1994; Gunay et al., 2008; Eleni et al., 2009; Guiotti et al., 2010). Na constante luta em encontrar um material que proporcionasse as melhores características estéticas encontra-se, na história, uma evolução, com o passar dos anos, começando com próteses faciais elaboradas em ouro, prata, e porcelana, até os últimos materiais como elastômeros de silicone, copolímeros resilientes, copolímeros em bloco, que são utilizados por apresentar melhores propriedades físicas, e que estão sendo atualmente testados para incluirmos como materiais de reabilitação protética faciais. (Khidira et al., 2009; Hatamleh; Watts, 2010).

Existem dois grandes grupos de materiais empregados na reabilitação facial: os materiais rígidos e os flexíveis. Dentro do grupo dos materiais flexíveis destacam-se os silicones e as resinas resilientes (Moroni, 1982).

A resina reembasadora resiliente atualmente é empregada principalmente para promover conforto ao paciente, portador de prótese total e/ou removível (Von Fraunhofer; Sichina, 1994; Hermann et al., 2008) sendo que quando usada como material reembasador o conforto é descrito de imediato. Este fato chama a atenção para sua utilização na área da reabilitação facial, devido a que algumas resinas resilientes reembasadoras já apresentaram propriedades físicas aceitáveis para ser utilizadas na confecção deste tipo de próteses (Rezende, 1997; Carvalho, 1990).

Uma das principais desvantagens do uso de resinas resilientes é a perda de maleabilidade com o passar do tempo, o que provoca uma diminuição nas

características de alongamento e aumenta os valores de dureza (Hekimoglu; Anil, 1999; Parr; Rueggeberg, 2002; Hermann et al., 2008).

Os silicones são os materiais mais utilizados e também mais estudados por protesiólogos buco maxilo faciais. (Moroni, 1982; Carl et al., 1992; Lontz, 1990; Huber; Stephan, 2002; Dootz et al., 1994; Guiotti et al. 2010) principalmente devido às características de manipulação, facilidade de pigmentação e bons resultados estéticos (Moore et al. 1977; Haug et al., 1999; Hatamleh; Watts, 2010). O silicone líder no mercado, a mais de quinze anos, é o MDX4-4210®, produzido pela empresa americana Dow-Corning (Carl, 1992; Lai et al, 2002).

As propriedades físicas que influenciam no comportamento de uma prótese facial são: resistência ao rasgamento, à dureza e a resistência à tração (Waters; Jager, 1998; Aziz et al., 2002; Bellamy et al., 2003; Goiato et al; 2009; Hatamleh; Watts, 2010).

O conhecimento das propriedades físicas do material é importante já que afetam em menor ou maior grau os requisitos descritos como ideais que são: flexibilidade, leveza, translucidez, facilidade de manuseio, facilidade de duplicação, facilidade de higiene, baixa condutibilidade térmica e elétrica, resistência a agentes químicos e ambientais, estabilidade dimensional, durabilidade, textura semelhante a da pele e possibilidade de colagem aos tecidos através de adesivos. (Bulbulian, 1965; Graziani, 1950; Roberts, 1957; Orrego; Sanches, 1970). A dificuldade na obtenção de produtos importados tem motivado a fabricação nacional de materiais odontomédicos.

Na possibilidade de ter um material flexível com propriedades indicadas para uso em reabilitação facial, foram testados, neste estudo, uma resina resiliente reembasadora e um silicone ortopédico RTV (vulcanizado a temperatura ambiente), ambos de produção nacional. Foram submetidos, em seu estado natural, a testes mecânicos específicos de: Dureza Shore A, resistência ao rasgamento, resistência à tração e alongamento de ruptura a fim de iniciar pesquisas para validar indicação, desses materiais na confecção de prótese facial.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Na eleição do material para confecção de uma prótese facial encontram-se duas opções diferentes, poderá se escolher entre: materiais rígidos, como a resina acrílica, e matérias flexíveis como são os silicones e as resinas resilientes (Moroni, 1982). As vantagens de optar pelos materiais flexíveis são mencionadas por diversos autores os quais concordam em que, a leveza, textura, e resiliência destes materiais conferem à prótese facial um aspecto mais natural e semelhante à pele humana. (Matthews, 1951; Brasier, 1954; Orrego; Sanchez, 1970).

O silicone, é um polímero sintético, semi-orgânico que apresenta silício na cadeia principal, combinado principalmente com o oxigênio, tendo uma estrutura química baseada em unidades alternadas de silício e oxigênio; foi descoberto no final do século XIX, e desde essa época tem sido empregado amplamente na área de reabilitação e reconstrução odonto-médica (Kipping, 1904). Dentro das suas vantagens destaca-se a flexibilidade, característica ligada ao entrelaçamento das cadeias estruturais do polímero, que confere a prótese um movimento natural acompanhando os movimentos faciais.

A resina resiliente começou a ser utilizada em 1943, tornando-se cada vez mais popular na área da prótese devido à capacidade de absorção de forças que apresentam (Tylman, 1945). Este material pode ser classificado segundo sua polimerização em quimicamente polimerizados e termicamente polimerizados, segundo seu uso clínico em materiais provisórios ou materiais definitivos (Aydin et al., 1999). Apresentam-se em forma de pó e líquido, tendo este último ésteres aromáticos ou ésteres alcoois na sua composição, o que confere a propriedade plastificante. (Storer, 1962).

Desde 1945 Bulbulian definiu os requisitos essenciais para um material ser aplicado na confecção de próteses faciais:

- Deve ser compatível com os tecidos, de maneira a não causar irritações ou desconforto enquanto estiver sendo usado.
- Ser macio e flexível como o tecido vivo, semelhante à maciez da pele do rosto.

- Ser leve de forma que possa ser facilmente retido sobre a face sem perigo de se deslocar ou cair.
- Ser opaco, não transparente, de maneira a ter aparência de vida.
- Facilmente amoldável, isto é, deve prestar-se às técnicas rotineiras de laboratório de prótese dental, sem que haja necessidade da elaboração de moldes.
- Mal condutor de calor, de modo a não afetar de maneira desfavorável a parte do rosto que esteja em contato com ele.
- Não deve ser afetado física ou quimicamente por fatores exógenos (luz do sol, calor, frio, poeira) ou por fatores endógenos (suor, saliva), podendo ser usado por longo período, sem ser deteriorado.
- Facilmente duplicável, possibilitando fazer uma nova prótese em pouco tempo, em casos de perda, descoloração ou fratura.
- Facilmente adquirido e não deverá ser dispendioso.
- De fácil higienização.

Atualmente Khindria et al., já em 2009 faz uma revisão sobre as propriedades desejáveis em material para prótese maxilo facial, define então quatro propriedades:

1) propriedades físicas: o material deve ser flexível, apresentar estabilidade dimensional, leve de peso, com baixa condutividade térmica e força adequada.

2) Propriedades químicas e biológicas: o material deverá permanecer estável, independentemente da sua exposição ao meio ambiente, adesivos e ou solventes, não deve ser tóxico, mas sim hipo-alergênico e biocompatível, deverá resistir pelo menos seis meses sem comprometer sua aparência estética e suas propriedades físicas.

3) Características de fabricação: a polimerização devesa ocorrer em temperaturas baixas, a incorporação dos componentes deverá ser de fácil manipulação e deve ter um tempo de trabalho adequado a fim de facilitar a pigmentação.

4) Características estéticas: a prótese deverá passar despercebida em publico, a textura, coloração e formas, duplicarão as estruturas perdidas e a pele adjacente.

Apesar dos elastômeros e polímeros melhorarem bastante a prótese facial, não há material ideal que satisfaça todos os requisitos numerados.

A importância das propriedades físicas a serem testadas em um novo material de interesse buco maxilo facial foi descrita por Su et al. em 2006, a resistência a tração permite saber sobre as características gerais, o alongamento de ruptura indica a flexibilidade geral de um material protético definindo assim, a resistência a ruptura da prótese durante o uso e manutenção, definindo também a habilidade do material em acompanhar os movimentos faciais. A resistência ao rasgamento mostra a integridade marginal e a durabilidade do material. Como regra, quanto maior os valores de resistência ao rasgamento mais fácil será a reprodução de bordas finas. A resistência ao rasgamento é muito mais importante que a resistência à tração na predição da durabilidade e utilidade do material de prótese facial.

No começo da década dos anos 70's e até o começo dos anos 80, autores estudaram propriedades mecânicas que influenciam o comportamento de uma prótese facial (Sweeney et al, 1972; May e Guerra, 1978; Lewis e Castelberry, 1980). Os diversos materiais flexíveis encontrados nessa época foram submetidos a testes de dureza Shore A, resistência ao rasgamento e resistência à tração, estabelecendo os valores recomendados para cada propriedade, valores estes demonstrados abaixo.

Tabela 2.1 Valores de dureza shore A, resistência ao rasgamento e resistência a tração (Sweeney et al., 1972; May; Guerra.,1978; Lewis; Castelberry, 1980)

AUTOR	DUREZA SHORE A	RESISTENCIA A TRACAO	RESISTENCIA AO RASGAMENTO
	Unidades	kgf/cm ²	kgf/cm
Sweeney (1972)	48 a 52	126	6
May e Guerra (1978)	30	N/A	> 8.9
Lewis e Castelberry (1980)	25 a 35	70,3 a 140,6	5,34 a 17,8

2.1 REVISÃO DOS ENSAIOS MECÂNICOS

Boone (1966) estudando silicones de uso protético facial definiu duas formas de silicones: os RTV, polimerização a temperatura ambiente, e os HTV de polimerização a quente. Estudou também as propriedades físicas dos silicones Silastic 399® e Silastic 382® encontrando os seguintes valores: Dureza Shore A: 45 unidades (382) e 50 unidades (399); resistência a tração: 21 kgf/cm² (382) e 37 kgf/cm² (399); alongamento de ruptura 100% (382) e 230% (399) e resistência ao rasgamento: 35.5 kgf/cm (382) e 53.4 kgf/cm (399) concluiu que o silicone Silastic 399 é mais resistente que o 382.

Braley (1970) revisou a dureza shore A, a resistência a tração, o alongamento de ruptura e a resistência ao rasgamento dos silicones de uso medico HTV nas consistências mole, media e firme e o silicone RTV Silastic 382. Os silicones HTV mostraram os seguintes dados nas consistências mole, media e firme respectivamente; Dureza Shore A 25, 50 e 75 unidades; Resistência a tração 59,75 84,36 e 70,3 kgf/cm²; Alongamento de ruptura 600%, 450% e 350% e uma Resistência ao rasgamento de 12.46, 13.35 e 13.35 kgf/cm. Os resultados das pesquisas realizadas com o Silastic 382 foram: dureza Shore A 43 unidades; Resistência a tração 400 psi ou 28 kgf/cm²; Alongamento de ruptura 160% e resistência ao rasgamento 4,45 kgf/cm.

Roberts (1971) estudou as propriedades físicas dos silicones Silastic 382®, Silastic 399® e MDX 4-4515®, conseguiu achar os seguintes valores: Dureza Shore A: 45 (382), 50 (399) e 55 (MDX 4-4515); Resistência a tração: 21.09 kgf/cm²(382), 36.9 kgf/cm² (399) e 70.30 kgf/cm² (MDX 4-4515); Alongamento de ruptura: 100% (382), 230% (399) e 350% (MDX 4-4515) e Resistência ao rasgamento: 3.53 kgf/cm (382), 5.34 kgf/cm (399) e 17.8 kgf/cm (MDX 4-4515). Fazendo a comparação dos valores obtidos concluiu que o silicone MDX 4-4515, apresentou uma maior resistência a tração, ao rasgamento e ao alongamento de ruptura e o Silastic 382 apresentou uma menor dureza que os outros dois materiais.

Rezende (1975) estudou as alterações dimensionais que uma tela de náilon e que o envelhecimento artificial produzem assim como também seu efeito na dureza Shore A, tensão de tração, resistência a tração, alongamento e na resistência ao rasgamento dos seguintes materiais: Audiflex® e Rapidaflex® (resinas resilientes),

Silastic 382® (silicone) e compostos de cloreto polivinílico (PVC) Cordo. Dos resultados obtidos concluiu que o Silastic 382 não apresentou alteração dimensional sendo que os demais materiais sofreram uma contração; dureza Shore A: material que apresentou menor dureza Shore A foi o Silastic 382 (45 unidades) e a maior a resina resiliente Audiflex (93 unidades); Tensão de tração, o Silastic 382, PVC Cordo 50 e PVC cordo + PVC Cordo 50 apresentaram menores tensões que o resto dos materiais testados; Resistência a tração: os valores reportados foram entre 20,4 kgf/cm² para o Silastic 382 e 80,3kgf/cm² para a Resina Audiflex. O alongamento foi maior para o PVC Cordo 50, seguindo-se em ordem decrescente PVC Cordo + PVC Cordo 50, PVC Cordo, Audiflex (213%), Rapidaflex (164%) e Silastic 382 (143%); resistência ao rasgamento: o material mais resistente foi o PVC cordo, seguindo-se em ordem decrescente: Audiflex (50,1 kgf/cm), Rapidaflex (39,2 kgf/cm), PVC cordo + PVC Cordo 50, PVC Cordo e Silastic 382 (7,5 kgf/cm).

Abdelnabi et al. (1984) fizeram um estudo comparativo entres os silicones MDX 4-4210®, com e sem coloração e o polidimetil siloxano (PDMS). Os resultados foram: Resistência a tração; MDX 4-4210® com coloração 26,88 kg/cm², sem coloração 25,97 kg/cm²; e o PDM 47,34 kg/cm²; Modulo de tensão 4,80 kg/cm² para PDM, 9,60 kg/cm² para MDX 4-4210®; Porcentagem de alongamento; PDM 953%; MDX 4-4210® com cor 284% e 305% para o MDX 4-4210® sem cor; Resistência ao rasgamento, 1,61 kg/cm para PDM e 3,60 kg/cm para o MDX 4-4210 com e sem coloração; Dureza Shore A: PDM 20, 15, MDX 4-4210: 25,50 e 25,70 com e sem coloração respectivamente. Os autores consideram, entretanto, que ambos os materiais são aceitáveis, pois excederam aos valores clinicamente ideais, e que, o MDX 4-4210®, com ou sem coloração, não apresentou diferenças estatisticamente significantes entre si.

Turner et al. (1984), realizaram um estudo comparativo entre os poliuretanos Epithane3, Isophorone e o MDX 4-4210® com 10% de plastificante, chegaram aos seguintes resultados: Resistência a tração, Epithane3® (200 psi-35.6 kgf/cm), Isophorone® (696 psi-123.8 kgf/cm) e MDX 4-4210® (470 psi-83.66 kgf/cm); Alongamento de ruptura: Epithane3® (680%), Isophorone® (595%) e MDX 4-4210® (410%); Resistência ao rasgamento: Epithane3® (2psi- 0.35 kgf/cm), Isophorone® (24psi- 4.27 kgf/cm), MDX 4-4210® (130psi - 23.14 kgf/cm); Dureza Shore A, Epithane 3 (10), Isophorone (31) e MDX 4-4210® (18).

Bell et al. (1985) realizaram um estudo comparativo entre silicones HTV (MDX-4-4515®, Q 7-4635®, Q 7-4650®, Q 7-4735® e SE 4524 U®) e silicones RTV (MDX 4-4210® e MDX 4-4514®), obtendo os valores referentes a resistência a Tração, alongamento de ruptura, resistência ao rasgamento e dureza Shore A, concluindo que: as resistências a tração dos silicones HTV, se situaram dentro da faixa desejável principalmente as marcas SE 4524 U, Q 7-4650 e Q 7-4635 (1666 psi-117.11 kgf/cm², 1552 psi-109.10 kgf/cm² e 1407 psi-98.91 kgf/cm² respectivamente). Os silicones RTV apresentaram valores consideravelmente inferiores: MDX 4-4210 (539 psi- 37.89 kgf/cm²) e MDX 4-4514 (811 psi- 57.01 kgf/cm²); os alongamentos de ruptura dos silicones foram: Q 7-4735 (1134%), Q 7-4635 (703%) SE 4524 U (697%) e Q 7-4650 (594%). MDX 4-4210 (430%) e MDX 4-4514 (468%); as Resistências ao rasgamento dos silicones HTV testados foram muito maiores do que dos silicones RTV: Q7-4650 (271ppi- 48.23 kgf/cm), Q 7-4735 (216ppi- 38.44 kgf/cm), SE 4524 U (197 psi- 35.06 kgf/cm) e os RTV: MDX 4-4210 (60ppi-10.68 kgf/cm) e MDX 4-4514 (78ppi-13.88 kgf/cm); para a dureza Shore A os valores foram: MDX 4-4515 (50,8), Q 7 4650 (50,5) e SE 4524 U (49,9), MDX 4-4210 (31,6) e MDX 4-4514 (29,4). Concluíram que de modo geral, as propriedades físicas dos 5 silicones HTV testados foram superiores as dos dois silicones RTV, particularmente quanto a resistência a tração, alongamento de ruptura e resistência ao rasgamento. Apesar dos silicones HTV apresentarem certa rigidez eles podem se tornar aceitáveis através da adição de modificadores.

Wolfaardt et al. (1985) testaram a dureza, resistência a tração, alongamento de ruptura e resistência ao rasgamento de um novo material para uso em prótese facial denominado Cosmesil® o material foi testado em consistência dura (H) e mole (S) e depois foi comparado com os silicones Silastic 382®, Silkskin® 399® e MDX 4-4210®. Os resultados foram: Dureza Shore A, Cosmesil H (44,3), Cosmesil S (28,4), MDX 4-4210 (30,3) e Silastic 382 (37,5), Silkskin (21,4); resistência a tração (carga vc extensão); Cosmesil H (75 vc 22 cm), Cosmesil S (94vc 34 cm), MDX 4-4210 (50vc 24 cm), Silastic 382 (23 vc 5,1 cm) e Silskin (63 vc 22 cm); alongamento de ruptura: Cosmesil H (378%), Cosmesil S (565%), MDX 4-4210 (394%), Silastic 382 (99%) e Silskin (374%); e resistência ao rasgamento (em Newtons): Cosmesil H (6,4 N), Cosmesil S (6,7N), MDX 4-4210 (2,4N), Silastic 382 (0,1N) e Silkskin (3,0N). Os resultados revelaram que o Cosmesil tem propriedades mecânicas significativamente melhores que os elastômeros de silicone ate então utilizados em prótese facial.

Carvalho (1990) pesquisou dois novos tipos de silicones chamados Facsil L e Facsil R ambos de RTV e de fabricação nacional, os silicones foram comparados com a resina resiliente Rapidaflex® e com o Silicone MDX 4-4210® quanto a propriedades físicas. Obtiveram-se os seguintes resultados: Dureza Shore A: entre 20 e 32 para os silicones e entre 80 e 92 para Rapidaflex; Alteração Dimensional: nula para os silicones e contração média de 0,5% para a Rapidaflex; Resistência a tração: entre 9 e 15 kgf/cm² para os silicones Facsil L e R, entre 44 e 66 kgf/cm² para o MDX 4-4210 e entre 53 e 104 kgf/cm² para a Rapidaflex; Resistência ao rasgamento: entre 7 e 11 kgf/cm para os silicones Facsil L e R, entre 29 e 40 kgf/cm para o MDX 4-4210 e entre 29 e 78 para a Rapidaflex; Alongamento de ruptura: entre 270 e 550% para os silicone Facsil L e R, entre 460 e 650% para o MDX 4-4210 e para a Rapidaflex valores entre 60 e 200%.

Sanchez et al. (1992) compararam as propriedades físicas de elastômeros usados na confecção de próteses faciais: o polidimetilssiloxano, o silicone MDX 4-4210® e um material novo denominado UM-2186®. Foram investigadas neste estudo o alongamento de ruptura, a resistência à tração, a resistência ao rasgamento e a dureza Shore A. Os resultados mostraram que o material novo UM-2186 teve maior resistência ao rasgamento, resistência à tração e uma porcentagem maior de alongamento de ruptura, além de obter uma maior semelhança com a pele. Concluindo que estas propriedades fazem do novo elastômero UM-2186 uma melhor escolha do que o MDX 4-4210 para a confecção de próteses faciais.

Polyzois et al. (1994) avaliaram e compararam as propriedades de resistência à tração, alongamento de ruptura, resistência ao rasgamento, dureza e biocompatibilidade in vitro de três silicones, Mollomed®, A-21886® e Silbione 71556®. Os corpos de prova foram preparados e depois dos ensaios se obtiveram os seguintes resultados: Resistência a tração (Mpa), Mollomed, 3.58; A-21886, 3.75; Silbione 71556, 1.02; Alongamento de ruptura (100%), Mollomed, 402; A-21886, 321; Silbione 71556, 125; Resistência ao rasgamento (KN/m), Mollomed, 9.83; A-21886, 15.36; Silbione 71556, 5.42; Dureza Shore A, Mollomed, 26; A-21886, 21; Silbione 71556, 15. Do estudo os autores concluíram que o Silicone A-21886 resultou ser um material que combina uma alta resistência a tração e alongação com valores baixos de dureza situando-se graças a suas propriedades físicas acima do silicone Mollomed; O Silbione 71556 foi o material mais débil porém pode ser considerado seu

uso na confecção de próteses híbridas ou laminadas; os três silicones mostraram ausência de efeitos citotóxicos.

Dootz et al. (1994) com o fim de proporcionar uma base de referencia para futuros materiais poderem ser comparados, compararam as propriedades mecânicas de três silicones populares usados na fabricação de próteses maxilo faciais. Os silicones foram o Silastic MDX 4-4210, o A-2186 da FactorII® e o Cosmesil® fabricado pela Cosmedica. Os materiais foram testados para determinar a resistência ao rasgamento, a resistência a tração, o alongamento de ruptura e a Dureza Shore A, antes e depois de submeter os materiais a envelhecimento. Os resultados obtidos foram os seguintes, são apresentados em estado natural e depois do material ser submetido a processo de envelhecimento respectivamente; Resistência a tração (kg/cm²) MDX-44210, 40.4 e 36.4; A-2186, 50.7 e 51.6; Cosmesil, 50.7 e 33.5; Alongamento de ruptura (%); MDX-44210, 438 e 408; A-2186, 480 e 418; Cosmesil, 588 e 406; Resistência ao rasgamento (kg/cm) MDX-44210, 4.1 e 4.5; A-2186, 7.1 e 8.2; Cosmesil, 7.8 e 13.4; Dureza Shore A, MDX-44210, 24 e 24.6; A-2186, 24.6 e 30.4; Cosmesil, 30.4 e 34.6.

Andreopoulos et al. (1998) avaliaram as propriedades mecânicas de um silicone de utilização na confecção de próteses faciais, adicionando quantidades variadas de pó de sílica. Executaram os testes de resistência à tração em amostras do silicone com adições crescentes de pó de sílica, até o limite de 35% em peso. Os resultados mostraram uma melhora no ângulo de contato das próteses com o tecido, um aumento da resistência à tração assim como do alongamento de ruptura.

Waters e Jagger (1999) avaliaram as propriedades mecânicas de um material para reembasamento com uma nova formula que incluía um adicionador de sílica hidrofóbico chamado Exp.1, foram avaliadas a dureza, resistência ao rasgamento, resistência a tração e a elongação de ruptura, e foi comparado com o reembasador Molloplast-B®, os resultados foram: Dureza, (IRHD) Molloplast-B 42.25, Exp.1 46.42, Resistência ao rasgamento (N mm⁻¹) Molloplast-B 5.67 e o Exp.1: 18.55. Resistência a tração (MPa), Molloplast-B 2.12, Exp.1 5.20, Alongamento (%) 352 para o Molloplast-B e 1627 para o Exp.1. Concluindo que o Exp.1 apresentou melhores propriedades de tração e rasgamento, no teve diferenca significativa enquanto a dureza dos dois materiais mostrando potencial para ser usado como material de reembasamento, os autores recomendam realizar uma maior investigação antes de utiliza lho na pratica clinica.

Haug et al. (1999) na primeira parte de 3 publicações, os autores examinaram a influência que pigmentos comuns, utilizados na caracterização de próteses faciais, tem sobre as propriedades físicas de 3 silicones. Os pigmentos selecionados foram pigmentos de raio, pigmentos secos, tinta a óleo, Kaolin (pigmento fabricado pela empresa FactorII), e maquiagem líquida, os quais foram incorporados nos silicones Silastic Adhesive type A, MDX 4-4210 e A-2186, das respectivas misturas foram confeccionados os diferentes corpos de prova necessários para realizar testes de, resistência ao rasgamento, alongamento de ruptura, resistência a tração e dureza Shore A. Seguindo as respectivas normas os ensaios foram realizados e a análise estatística foi realizada permitindo concluir que: a adição de pigmentos muda as propriedades físicas dos silicones, os pigmentos secos, o Kaolin e os pigmentos de raio, atuaram como material de enchimento sólido e as tintas a óleo e a maquiagem líquida atuaram como uma segunda fase líquida sem aderir se a matriz do silicone.

Polyzois et al. (2000) investigaram as propriedades físicas do silicone para confecção de prótese facial da marca Episil, o silicone foi imerso durante 6 meses em suor, foram realizadas avaliações de peso e da cor e posteriormente se realizaram ensaios de resistência a tração, alongamento de ruptura, dureza, e alteração da cor. Quanto às propriedades físicas os autores concluíram que estas melhoraram pelo efeito de conservação produzido pelos fluidos e que as próteses faciais fabricadas com silicone podem manter suas propriedades físicas durante um período de um ano e meio.

Polyzois e Frangou (2001) realizaram um estudo para avaliar a dureza da resina acrílica resiliente e de materiais para reembasamento em função do tempo, alteração dos procedimentos de polimerização e uso de seladores de superfície. A metade das amostras foi tratada com um selador de superfície, enquanto a outra metade não recebeu nenhum tratamento de superfície. Depois de processadas, as amostras foram imersas em água a 37°C por 1 ano. Os resultados mostrados foram: a resina para forramento termo polimerizada mostrou um aumento significativo da Dureza Shore A, O aumento da dureza foi observado em todos os materiais com o passar do tempo, mas este aumento foi mais pronunciado com o material de forramento. O tratamento de superfície manteve a maciez dos materiais somente quando as amostras foram polimerizadas em temperatura ambiente (simulando a temperatura da cavidade oral). O método de processamento e o tempo decorrido

após o processamento causaram alteração na dureza superficial dos materiais testados.

Lai et al. (2002) avaliaram as propriedades mecânicas de um novo material para prótese facial à base de metacryloxypropyl e polidimetilssiloxano MPDSFS® e o compararam com o silicone Factor II A-2186®, realizaram testes de dureza, resistência à tração, alongamento de ruptura e resistência ao rasgamento. Os resultados mostraram que o silicone MPDS-FS foi similar ao silicone Factor II A-2186 quanto a dureza, e superior ao Factor II A-2186 nas outras propriedades mecânicas testadas.

Parr e Rueggeberg (2002) avaliaram a dureza de dois materiais reembasadores resilientes, Soft Relining Paste® e Luci-Soft®, ambos após um ano de imersão em água. Foram obtidas três leituras para cada espécime. Os valores de dureza foram significativamente maiores para o material processado em laboratório do que para o autopolimerizável, a cada intervalo de tempo, após a polimerização. Os valores de dureza dos espécimes autopolimerizáveis foram constantes após uma semana de armazenamento em água, enquanto tais valores aumentavam de acordo com o tempo de imersão em relação aos processados em laboratório.

Aziz et al. (2003) avaliaram as propriedades físicas dos silicones Cosmesil HC®, Cosmesil St®, Factor II A-2186®, Prestige® e Nusil MED-4920®, os quais na sua composição básica contêm PDMS e sílica. Os silicones foram submetidos aos testes de dureza, resistência à tração, alongamento de ruptura e resistência ao rasgamento, obtendo os seguintes resultados: Resistência ao rasgamento (N/mm): Cosmesil 4.87, Cosmesil HC 15.55, FactorII 17.63 , Prestige 4,53 Nusil, 14.45; Resistência a tração (N/mm²): Cosmesil 4.24 , Cosmesil HC 3.87, FactorII 4.23, Prestige 2.53, Nusil 8.36; Alongamento de ruptura (%) Cosmesil 577.1, Cosmesil HC 888, FactorII 650.8, Prestige 725.4, Nusil 1699; Dureza (I.R.H.D), Cosmesil 44.99, Cosmesil HC 44.47, FactorII 16.26, Prestige 16.21, Nusil 24.33; apresentando assim uma maior resistência à tração os silicones Cosmesil HC, Factor II e Nusil; uma maior resistência o rasgamento que o silicone produzido pela FactorII; destacando se dentro do ensaio de alongamento de ruptura o silicone Cosmesil HC; os silicones Cosmesil HC e Cosmesil St obtiveram os maiores valores de dureza.

Bellamy et al. (2003) misturaram dois polímeros um deles de alto peso molecular e o outro de baixo peso molecular em diferentes proporções, adicionaram na mistura um componente de sílica hidrofóbica, criando 4 compostos em total, logo

foram submetidas a testes de Dureza, Rasgamento e viscosidade, os resultados foram comparados com os valores de dois materiais amplamente conhecidos, o silicone FactorII A-2186 e o silicone Technovent. Os resultados reportados foram os seguintes. Mistura 1: rasgamento (N/mm), 6.89; dureza (IRHD) 13.81; viscosidade (Cp), 424x103 Mistura 2: rasgamento (N/mm), 12.76; dureza (IRHD) 19.35; viscosidade (Cp), 200x103; Mistura 3: rasgamento (N/mm), 24.28; dureza (IRHD) 33.25; viscosidade (Cp), 468x103; Mistura 4: rasgamento (N/mm), 16.59; dureza (IRHD) 36.45; viscosidade (Cp), 528x103; Technovent: rasgamento (N/mm), 1.41; dureza (IRHD) 15.31; viscosidade (Cp), 256x103; FactorII: rasgamento (N/mm), 5.58; dureza (IRHD) 18.25; viscosidade (Cp), 116x103. Os autores asseguram que com a elaboração destas fórmulas se cria um material com resistência ao rasgamento maior, menor dureza e uma viscosidade similar aos materiais já consagrados.

Su et al. (2006) avaliaram as propriedades mecânicas de dois elastômeros de silicone experimentais o SY-28® e o SY-20®, e os compararam com os valores do MDX 4-4210®. As propriedades testadas foram: resistência ao rasgamento, alongamentos de ruptura, resistência a tração e dureza Shore A. Depois de realizados os corpos de prova os diferentes ensaios foram realizados, os valores tabelados e a análise estatística realizada permitindo concluir que ambos os silicones contam com as características físicas adequadas para ser utilizados na confecção de próteses faciais.

Orellana (2007) avaliou a resistência a tração, alongamento de ruptura, resistência ao rasgamento e dureza shore A de um silicone de cura acética com adição de 10% e 20% de silicato de magnésio e o comparou com um silicone acético em estado natural obtendo: alongamento de ruptura silicone puro 650%, silicone com 10% de silicato de magnésio 507%, silicone com 20% de silicato de magnésio 538%, resistência a Tração silicone puro 7.54 MPa, silicone com 10% silicato de magnésio 8,77 MPa, silicone com 20% silicato de magnésio 7.54 MPa, resistência ao rasgamento silicone puro 65,76 KN/m, silicone com 10% silicato de magnésio 72,7 KN/m , silicone com 20% silicato de magnésio 79,12 KN/m. concluindo que a adição de silicato de magnésio aumenta a resistência ao rasgamento dos silicones de cura acética.

Hermann et al. (2008) decidiram estudar como o envelhecimento produzido por ciclos térmicos e o escovado mecânico afetavam a dureza e a aspereza de algumas resinas resilientes. As resinas resilientes escolhidas foram: Dentuflex® (resina

plastificada de cura rápida), Sofreliner MS® (composta de silicone autopolimerizável), e o silicone Molloplast-B® de cura térmica. Os corpos de prova foram preparados e submetidos a ciclos térmicos e a escovado mecânico. Para o ensaio de dureza foi empregado um durômetro Shore A e um aparelho de aspereza para os outros testes. Os resultados obtidos foram os seguintes: dureza Shore A; Dentuflex 80, Sofreliner 34 e Molloplast-B 40; Aspereza; Dentuflex 1.7 nm, Sofreliner MS 1.9 nm e Molloplast-B 1.7 nm; permitindo concluir que o escovado mecânico provocou um leve aumento na aspereza de superfície da resina resiliente MS e diminuiu na resina Dentuflex, não teve diferença significativa na aspereza de superfície e as propriedades de dureza e aspereza da resina Molloplast-B no resultaram alteradas.

Gunay et al. (2008) investigaram se uma tela de tule incorporada ao silicone Factor II A-2186® melhoraria as propriedades de alongamento, resistência a tração e resistência ao rasgamento deste silicone. Para isso foram preparadas placas de silicone incorporadas a uma malha fina de tule das mesmas dimensões da placa, posteriormente estas placas foram cortadas segundo as normas e os ensaios foram realizados. Para os ensaios de resistência a tração os valores reportados foram: 52505.17 gf/cm² para a resistência ao rasgamento, 449.48 gf/cm² para resistência a tração, e o alongamento foi 297%. Concluiu que a incorporação da tela tipo tule melhora as propriedades mecânicas particularmente em quanto a tração se refere, sem embargo se alenta a analisar clinicamente o comportamento de esta técnica.

Han et al. (2008) avaliaram o efeito que diferentes concentrações de partículas nanométricas de óxidos, têm nas propriedades mecânicas de um silicone. O silicone selecionado foi o A-2186®, fabricado pela empresa FactorII, ao qual foram adicionadas partículas nanométricas de óxidos de Titânio, Zinco e Cério em concentrações de 0.5%, 1.0%, 1.5%, 2.0%, 2.5% e 3.0%. Os corpos de prova foram preparados para realizar ensaios de resistência a tração, resistência ao rasgamento, alongamento e dureza Shore A. Os testes foram realizados e a uniformidade da dispersão das partículas foi avaliado mediante a digitalização de imagens de microscopia eletrônica. Os resultados mostraram que as partículas conseguem se distribuir por toda a superfície do silicone melhorando as propriedades mecânicas deste material em particular.

Castro (2008) avaliou a resistência ao rasgamento do silicone MDX 4-4210 submetido a ação de suor artificial. Os corpos de prova foram confeccionados e depois foi reproduzida a ação do suor por dois métodos: imersão em solução

compatível bioquimicamente com o suor humano e exposição em câmara de spray com a mesma solução; em períodos de exposição de 12 horas, 36 horas e 72 horas, depois deste período foram submetidos ao teste de resistência ao rasgamento e finalmente foram comparados com as propriedades do silicone em estado original. Os resultados obtidos foram os seguintes (N/mm) : corpos de prova submersos em solução simuladora de suor, 12 horas, 7.92; 36 horas, 4.98 e 72 horas 5,47. Corpos de prova em câmara de spray, 12 horas, 5,55; 36 horas, 5.54; 72 horas , 4.83. resistência ao rasgamento do silicone em estado original = 5.04 N/mm. Concluindo que as saís presentes no suor humano interferem na qualidade elástica do silicone alterando a suas propriedades físicas.

Eleni et al. (2009) selecionaram 3 materiais flexíveis usados em próteses faciais e os submeteram a exposição solar durante um ano para determinar se as propriedades mecânicas destes materiais eram influenciadas pelo clima presente nas diferentes estações do ano. Durante esse período registrou-se a temperatura, a quantidade de chuva, a radiação solar, a radiação ultravioleta A e a radiação ultravioleta B, deixando os corpos de prova expostos a intempérie; antes de realizar as medições se limpavam os corpos de prova com água destilada por 10 minutos, se secaram e se realizaram provas de compressão, resistência a tração, e dureza, para definir como influenciou a radiação nas propriedades avaliadas se incluiu a aplicação de modelos matemáticos, os materiais selecionados foram os silicones: Elastomer 42 (Technovent LTD), TechSil S25 (Technovent LTD), Cosmesil M511 (Principality Medical LTD) e o um polietileno experimental chamado CPE utilizado pela Faculdade de Odontologia da Universidade de Louisville, USA, os resultados mostraram que os silicones Elastomer 42 e TechSil 25 se tornaram mais duros devido a foto oxidação e que o silicone Cosmesil M511 e o polietileno CPE tiveram uma consistência mais branda depois do período experimental.

Pisani et al. (2009) avaliaram as propriedades físicas: absorção de água, solubilidade, dureza e alteração de cor de materiais reembasadores para prótese, após imersão em pastilha efervescente por 5 minutos diários. A sorção e solubilidade foram avaliadas após 120 dias de imersão. A alteração de cor foi avaliada após 30 e 120 dias, com o auxílio de um espectrocolorímetro. A dureza foi avaliada no início, após 30 e 60 dias de imersão. Em todos os testes foram confeccionados grupos controles (imersão em saliva artificial a 37°C). Concluiu-se que o perborato de sódio não influenciou de forma significativa nas propriedades avaliadas, sendo que o

material Kooliner apresentou maior estabilidade. O tempo interferiu em todas as propriedades testadas.

Goiato et al. (2009) avaliaram a dureza Shore A e a rugosidade de dois silicones para uso em prótese facial baixo a influencia de desinfetantes químicos e tempo de armazenamento a temperatura ambiente. Foram selecionados os silicones MDX 4-2110 e o Silastic 732 RTV, dois grupos se formaram para cada silicone, um seria desinfetado com pastilhas efervescentes e o outro seria desinfetado com sabão neutro, o durômetro foi utilizado para os ensaios de dureza Shore A e um aparelho de rugosidade para os outros ensaios; Os corpos de prova foram armazenados num recipiente plástico e colocados numa gaveta do laboratório onde tinha uma temperatura de $23 \pm 2^\circ\text{C}$, foram armazenados por um período de 60 dias, os espécimes eram desinfetados com sabão neutro ou pastilhas efervescentes diariamente. Depois do período experimental e de realizar a análise estatística concluiu que o tempo de armazenagem tem uma influência, estatisticamente significativa, alterando os valores de dureza Shore A e rugosidade dos materiais.

Guiotti et al. (2010) investigaram a dureza Shore A do silicone medico MDX 4-4210, tanto com pigmentos utilizados na caracterização das próteses faciais, quanto em estado natural, assim como a influencia que o período de armazenagem e os desinfetantes têm sobre esta propriedade mecânica. Os corpos de prova foram preparados e divididos em grupos, sem pigmento, com pigmento de maquiagem, com pigmento de oxido de ferro, com desinfecção e sem desinfecção. O desinfetante selecionado foi o gluconato de clorexidina 4%. As leituras foram realizadas no inicio logo depois da obtenção dos corpos, depois de seis meses e depois de um ano. Depois das leituras realizadas os autores concluíram que o silicone MDX 4-4210 apresentou um aumento da dureza Shore A com o passar do tempo, corroborando com valores obtidos em outros estudos já realizados.

Hatamleh e Watts (2010) pesquisaram as propriedades mecânicas de silicones de uso maxilo facial, avaliaram as propriedades tanto dos elastômeros já utilizados como aqueles novos no mercado. Os produtos selecionados foram; TechSil S25®, Cosmesil M511® e o Cosmesil Z004®. Foram realizados ensaios de resistência a tração, alongamento de ruptura, resistência ao rasgamento e dureza Shore A; obtendo-se os valores: resistência a tração (Mpa) S25, 4.85; Cosmesil M511 1.86; Cosmesil Z004, 3.86; resistência ao rasgamento (Kn/m) S25, 6.55; Cosmesil M511, 6.52; Cosmesil Z004, 7.04; alongamento de ruptura (%) S25, 941.25; Cosmesil M511,

580.93; Cosmesil Z004, 608.55; dureza Shore A, S25, 25.42; Cosmesil M511, 12.64; Cosmesil Z004, 36.44. Concluíram que os três produtos apresentam propriedades físicas que os indicam para emprego na confecção de próteses faciais.

3 PROPOSIÇÃO

1- Avaliar as propriedades físicas de um silicone Ortopédico RTV (ORTHO PAUHER®, Orthopauer Recife – PE - Brasil) e de uma resina resiliente reembasadora (CLASSIFLEX®, Artigos Odontológicos Clássico Ltda São Paulo-SP - Brasil) por meio de ensaios de dureza Shore A, resistência ao rasgamento resistência à tração e alongamento de ruptura.

2- Estabelecer comparações da dureza Shore A, resistência ao rasgamento, resistência à tração e alongamento de ruptura dos materiais propostos neste estudo com os já estabelecidos na literatura para uso em prótese buco maxilo facial.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

- Resina reembasadora resiliente “CLASSIFLEX”®, Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo –SP – Brasil (Figura 4.1 A). Informações do fabricante no Anexo A.
- Silicone Ortopédico RTV, ORTHO PAUHER®, Recife - PE – Brasil (Figura 4.1 B). Informações do fabricante no Anexo B.

Figura 4.1- Materiais testados. A) Resina Resiliente Classiflex, B) Silicone Ortho pahuer

4.1.2 Aparelhos para testes mecânicos

- Durômetro Shore A, Nishi Tokyo Seimitsu Co Ltd. Tokyo, Japão
- Facas de corte metálica para estampagem dos corpos de prova
- Máquina Universal de Ensaio INSTRON®, Illinois Tool Works Inc.

- Paquímetro digital Mitutoyo ABSOLUT DIN 862 500-762, Mitutoyo Sul América
- Prensa Hidráulica Protecni, Protecni Equipamentos para prótese e odontologia

4.1.3 Material de laboratório

- Copos plásticos descartáveis, Proplastik, Brasil
- Espátula para gesso metálica, MAC Produtos para odontologia, São Paulo, Brasil
- Espátula de cimento No. 24 GOLGRAN, Ind.com. Instrumentos Cirúrgicos e Odontológicos Ltda.
- Fresas Maxi-Cut; Malleifer AS, Ballaigues, Switzerland
- Gesso Comum tipo II, ASFER Indústria Química Ltda., São Caetano do sul, SP, Brasil
- Gesso Pedra Tipo III, ASFER Indústria Química Ltda., São Caetano do sul, SP, Brasil
- Isolante Cel-Lac, S.S. White Artigos Dentários Ltda., RJ, Brasil
- Mufla convencional para próteses, OGP Produtos odontológicos Ltda, SP, Brasil
- Prensa de bancada OGP, Produtos odontológicos Ltda, SP, Brasil
- Seringas descartáveis de 10 ml INJEX, Injex Indústrias Cirúrgicas Ltda., SP, Brasil
- Silicone de alta viscosidade Zetalabor, Zhermack S.p.A, Badia Polesine, Rovigo Italy

- Tesoura afiada de ponta reta GOLGRAN, Ind.com. Instrumentos Cirúrgicos e Odontológicos Ltda.

- Vibrador odontológico KVN, VGKVN Ltda. SP /Brasil

4.2 PREPARO DOS CORPOS DE PROVA

4.2.1 Corpos de prova para os ensaios de Dureza Shore A

Figura 4.2 – A) - Gabaritos metálicos; B) Gabaritos presos no silicone na base da mufla; C) Prensagem da mufla

Para os ensaios de Dureza Shore A, foram confeccionados cinco modelos cilíndricos metálicos com 14 mm de diâmetro e 5 mm de espessura (Figura 4.2 A). Na base duma mufla metálica convencional foi vertido gesso pedra tipo III ate preencher a metade da base da mufla, para evitar formação de bolhas foi utilizado um vibrador

odontológico, logo depois a mufla foi completada com silicone de alta viscosidade e os cinco modelos cilíndricos de metal foram cuidadosamente incluídos. (Figura 4.2 B)

A mufla foi fechada e prensada por 45 minutos, com a ajuda da prensa hidráulica, até o material vulcanizar (Figura 4.2 C). Após a vulcanização do silicone, a mufla foi aberta e os modelos cilíndricos foram removidos. Logo a resina resiliente CLASSIFLEX® foi misturada seguindo as recomendações do fabricante, colocando duas partes do polímero flex por cada parte do líquido flex. A mistura foi colocada em cada um dos 5 moldes na mufla usando uma espátula de cimento nº. 24 (Figura 4.3).

Figura 4.3 – Remoção dos gabaritos metálicos e preenchimento dos moldes obtidos depois da desmuflagem

A mufla foi fechada e levada na prensa de bancada, a prensagem da resina resiliente foi mantida por 24hrs; Após esse período, as muflas foram abertas e foi realizada a desmuflagem dos corpos-de-prova. (Figura 4.4 A)

Os excessos dos corpos-de-prova foram removidos com fresas e tesoura para eliminar qualquer irregularidade Figura (4.4 B). As dimensões dos corpos de prova foram confirmadas com um paquímetro (Figura 4.4 C). Finalmente os corpos foram marcados para sua fácil identificação e posterior realização do ensaio.

O procedimento foi repetido para a conformação dos corpos de prova do silicone ORTHO PAUHER, a mistura foi realizada numa dosagem de 50% do componente A para 50% do componente B, devido a consistência semi-líquida da mistura do silicone, este foi vertido, com o auxílio de seringas descartáveis, evitando assim a formação de bolhas, o procedimento de prensagem, desmuflagem e acabamento foi realizado da mesma maneira que para a resina resiliente.

Figura 4.4 - A) - Abertura da mufla. B) Acabamento e remoção de excessos visíveis. C) Confirmação das dimensões com paquímetro. D) Corpos de prova prontos para ensaio

4.2.2 Corpos de prova para ensaios de resistência ao rasgamento

A partir de uma placa acrílica de 150 mm de altura x 150 mm largura x 2,2 mm de espessura (American Standards of Testing materials ASTM D624 – 00), foram confeccionadas duas placas do silicone ORTHO PAUHER. A Placa de acrílico foi incluída numa mufla metálica especial e fechada e prensada por 24 horas, o silicone ORTHO PAUHER foi misturado, a razão de 50% do componente A com 50% do componente B. A mistura foi realizada em recipientes descartáveis com a espátula nº24, uma vez lograda a mistura homogênea o silicone em estado semi-liquido foi vertido sobre o molde obtido da inclusão da placa acrílica com as medidas antes mencionadas e se aguardo um período de 24 horas buscando a cura completa do produto segundo as instruções do fabricante. Após a vulcanização do silicone, as

lâminas foram removidas do molde e os excessos de material foram retirados com fresas e tesoura para eliminar qualquer irregularidade. As dimensões das placas foram confirmadas com um paquímetro e posteriormente marcadas para sua identificação e estampagem (Figura 4.5).

Figura 4.5 - A) Placa empregada para obter os moldes. B) Placas de silicone obtidas depois da desmuflagem, C) Confirmação das dimensões com paquímetro

As lâminas de silicone foram colocados na prensa hidráulica com a faca de corte, como determina a norma ASTM D 624 e, foi realizada a estampagem dos corpos de prova. Novamente utilizando o paquímetro as dimensões dos corpos de prova foram confirmadas e finalmente os corpos foram levados à máquina de ensaios para a realização do teste (Figura 4.6)

O mesmo procedimento foi empregado na confecção dos corpos de prova de resina resiliente obtendo-se também duas placas do material.

Figura 4. 6 – Formato do corpo de prova obtido para prova de resistência ao rasgamento

4.2.3 Corpos de prova para ensaios de resistência à tração

Os corpos de prova para os ensaios de resistência à tração foram obtidos seguindo o protocolo realizado para a obtenção dos corpos de prova para os ensaios de resistência ao rasgamento, com a diferença das dimensões do molde pré-fabricado que, para os ensaios de resistência a tração foi de 150 mm altura x 150 mm largura e espessura de 1,3 a 3,3 mm segundo a ASTM D 412-06^a. (Figura 4.7) .

Figura 4.7 – Formato do corpo de prova obtido para prova de resistência a tração

4.3 REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS

4.3.1 Ensaios de Dureza Shore A

A resina resiliente foi submetida ao teste de dureza Shore A seguindo a norma ASTM 2240-02. O ensaio foi realizado por meio de um durômetro Shore A (Figura 4.8); aparelho composto por uma escala de valores que vão do 0 (penetração máxima, 2.54 mm) ao 100 (não ocorre penetração), e uma ponta que penetra a superfície do material testado, os valores são obtidos em função da propriedade viscoelástica do material, cada 0.0254 mm de penetração da ponta representa um grau Shore A, portanto, entre mais duro o material, maior será o valor registrado.

Sete corpos-de-prova foram posicionados no durômetro, se realizou a leitura e os sete resultados foram registrados.

Figura 4.8 - Durômetro para execução dos ensaios de Dureza Shore A

4.3.2 Ensaios de resistência ao rasgamento

Figura 4.9 - Corpo de prova entalhe com angulo de 90 graus usado para medir a resistência ao rasgamento

Para este teste, foi seguida a norma ASTM D 624-00e1. A resistência ao rasgamento define-se como: A força necessária para rasgar um corpo de prova especifica, dividida pela espessura desse corpo de prova. Para realizar o ensaio o

corpo de prova foi submetido a um entalhe com um ângulo de 90 graus (Figura 4.9) e posicionado na máquina universal de ensaios (Figura 4.10).

Para calcular a resistência ao rasgamento se divide a máxima força (Newtons ou Kilogramas, libra força), registrada na máquina universal de ensaios, pela espessura do corpo de prova (cm, polegada). Como se mostra a fórmula abaixo:

Fórmula da resistência ao rasgamento:

$$F / t$$

F = força, N (kg, lbf).

t = espessura do corpo de prova, mm (cm, inch).

Foram obtidos cinco corpos de prova de silicone e cinco corpos de prova de resina resiliente, sem defeitos, e que apresentaram as mesmas dimensões. Foram identificados e levados à máquina universal de ensaios INSTRON que foi regulada a uma velocidade de 5mm/min, com célula de carga de 50 N. Os corpos de prova foram colocados nas garras do aparelho. A máquina foi acionada, observando-se o teste até que o rasgamento do corpo de prova. Os resultados foram anotados.

Figura 4.10 - Máquina Universal de ensaios Instron

4.3.3 Ensaio de resistência à tração

A resistência à tração é o stress máximo que um material pode suportar antes de se romper. É medida como força por unidade de área. O teste é levado a cabo ao colocar um corpo de prova padronizado em forma de halteres (Figura 4.11), na máquina universal de ensaios com uma força progressiva e controlada até o rompimento do corpo de prova.

Foram testados cinco corpos de prova de cada mistura e seguindo a norma ASTM D 412-06a, os corpos foram colocados na máquina universal de ensaios INSTRON dando por concluído cada ensaio assim que o corpo de prova rompesse, os valores foram anotados para tabulação.

Figura 4.11 - Corpo de prova padrão, tipo halteres, para medir a resistência a tração

4.3.4 Análise estatística

Foi aplicado o teste estatístico Student-T, com nível de significância de 5%. O significado de interpretação estatística é a de que se o valor calculado ou “p-valor” for maior a 0.05 (5%) não se rejeitaria a hipótese de que as médias dos grupos eram iguais, por tanto a hipótese plantada não apresentaria uma diferença estatisticamente significativa; por outro lado quando o “p-valor” for menor a 0.05 (5%) se observaria uma diferença estatisticamente significativa, rejeitando a hipótese de que as médias dos grupos seriam iguais.

5 RESULTADOS

Na tabela 5.1 foram apresentados as médias e desvios-padrão (entre parênteses) para a resina resiliente CLASSIFLEX e o silicone ORTO PAHUER RTV, nos ensaios de resistência à tração, resistência ao rasgamento e alongamento. A comparação estatística deve ser executada somente nas linhas, expresso pela colocação de letra sobrescrita após a indicação de cada média. Letras iguais representam resultados estatisticamente semelhantes.

Valores correspondentes aos dados obtidos para cada corpo de prova em Anexo C.

Tabela 5.1 - Médias e desvios-padrão (entre parênteses) para a resina resiliente CLASSIFLEX e o silicone RTV ORTHO PAUER, nos ensaios de resistência à tração, resistência ao rasgamento e alongamento. A comparação estatística deve ser executada somente nas linhas, expresso pela colocação de letra sobrescrita após a indicação de cada média. Letras iguais representam resultados estatisticamente semelhantes

Ensaio	Materiais	
	Resina resiliente	silicone
Alongamento (%)	474 (230) ^a	390 (58) ^a
Resistência à tração (MPa)	0,36 (0,13) ^b	1,4 (0,22) ^a
Resistência ao rasgamento (N/mm)	2,7 (0,1) ^a	2,6 (0,3) ^a
Dureza Shore A	12,3 (1,7) ^a	8,7 (1,9) ^b

A partir desses resultados, pode-se observar que a resina resiliente reembasadora CLASSIFLEX apresentou alongamento de ruptura maior que o silicone ortopédico RTV ORTO PAHUER. Observa-se também que a resina resiliente apresentou uma maior variabilidade dos valores individuais expresso pelo coeficiente de variação próximo de 50%. O teste estatístico indicou um p-valor de 0,45.

Quando se analisa o resultado de resistência à tração, constata-se que o silicone apresenta-se estatisticamente superior ao silicone RTV. A resistência à tração observada para o silicone foi cerca de quatro vezes superior à da resina resiliente.

Quanto à resistência ao rasgamento, ambos apresentaram médias semelhantes estatisticamente e com desvio padrão relativamente baixo. Para uma

melhor visualização, as médias resistência à tração e resistência ao rasgamento do silicone e da resina resiliente foram expressas graficamente (Gráfico 5.1)

Gráfico 5.1 – Resultados dos ensaios realizados

Com relação à dureza Shore A, verificou-se que a resina resiliente apresenta dureza estatisticamente superior a do silicone.

6 DISCUSSÃO

Entre 1970 até o começo dos anos 80, foram definidos que os valores de poliuretanos, elastômeros e resinas deveriam ter para se comportar positivamente numa prótese facial, foi definindo um valor de dureza Shore A entre 25 e 48; resistência ao rasgamento de entre 5.19 e 8.72 N/mm (5.3 e 8.9 kgf/cm) e a resistência a tração entre 6.86 e 13.73 MPa (70.3 e 140.6 kgf./cm²), (Sweeney et al., 1972; May; Guerra, 1978; Lewis; Castelberry, 1980). Desde 1980 não se conta com uma pesquisa que indique os valores recomendados para as propriedades físicas em materiais atualmente utilizados na área da prótese buco maxilo facial.

Um dos primeiros silicones de uso maxilo facial a ser estudado foi o Silastic 382 da empresa americana *Dow Corning Corporation*. Foi estudado em estado natural por diferentes autores (Boone, 1966; Braley, 1970; Roberts, 1971; Rezende, 1975; Wolfaardt et al., 1985) e apresentou em média um valor de 14.68 N/mm (14.97 kgf/cm) de resistência ao rasgamento; 3.25 MPa (33.19 Kgf/cm²) de resistência a tração; dureza Shore A de 43 unidades e alongamento de ruptura de 217%.

O silicone médico que tem sido mais estudado é o Silastic MDX 4-4210, instituindo-se como o material ideal para confecção de próteses faciais, estudando as suas propriedades físicas, os valores reportados em diferentes estudos (Abdelnabi et al., 1984; Wolfaardt et al., 1985; Carvalho, 1990; Dootz et al., 1994) mostram que, em estado original o silicone MDX-44210 apresenta valores de dureza Shore A entre 24 e 32; resistência a tração entre 2.44 e 6.46 MPa e alongamento de ruptura entre 460 e 650 %. Valores que se aproximam bastante aos valores das mesmas propriedades físicas reportados pelo fabricante na informação do produto (Anexo D) onde constata, como produtores do silicone MDX-44210, que tem uma dureza Shore A de 30, resistência a tração de 5.0 MPa, e 470% de alongamento de ruptura.

Nos últimos anos, tem sido empregado o silicone Factor II 2186, que apresenta boas propriedades físicas e tem um custo acessível, os ensaios realizados pelos diferentes pesquisadores (Polyzois et al., 1994; Dootz et al., 1994) Lai et al., 2002; Aziz et al., 2003; Bellamy et al., 2003) mostram que o produto tem uma dureza Shore A em média de: 25, resistência a tração de 619 psi; resistência ao rasgamento: 11.26 N/mm e alongamento de ruptura 510%.

6.1 DUREZA SHORE A

Para a propriedade de dureza shore A encontraram-se um valor de referência de 25 a 48; o valor de dureza shore A obtido para o silicone ORTHO PAUHER foi em média de 8.7, o que o coloca abaixo do valor ideal e do valor reportado para outros silicones similares; os resultados deste mesmo ensaio para resina resiliente CLASSIFLEX, mostram um valor em média de 12.3, valor também baixo quando comparado a valores de dureza shore A de resinas resilientes, reportados em estudos similares (Carvalho, 1990) onde é indicado um valor de dureza shore A de 80 a 92. Os resultados do estudo permitem observar que a resina resiliente CLASSIFLEX apresentou em média, níveis de dureza maiores do que os níveis do silicone MDX-44210.

6.2 RESISTÊNCIA À TRAÇÃO

Ao comparar os valores obtidos para a resistência à tração do silicone ORTHO PAUHER, com os valores do silicone MDX 4-4210, se observa uma diferença importante, já que o fabricante reporta um valor de 5.0 MPa e o silicone ORTHO PAUHER apresentou 1.4 MPa. Do mesmo modo o produto testado se coloca abaixo dos valores ideais que são de 6.86 a 13.73 MPa, por outro lado está acima do silicone SILBIONE 71556 que tem um valor de 1.03 MPa (Polyzois, 1994) e se aproxima aos valores do silicone protético COSMESIL M511 com 1.85 MPa (Hatamleh; Watts, 2010) já um pouco mais elevado se encontra o valor dos silicones PRESTIGE com 2.52 MPa (Aziz et al., 2003) e SILASTIC 382 com 2.62 MPa (Braley, 1970; Roberts, 1971); o que permite contemplar o material estudado com indicação para confeccionar próteses híbridas ou laminadas (Polyzois, 1994)

A resina resiliente CLASSIFLEX, apresentou um valor de resistência a tração de 0.36 MPa, valor muito menor do que o reportado para resinas reembasadoras resilientes similares, a resina AUDIFLEX que apresenta em média uma resistência à tração de 7.87 MPa (Rezende, 1975), a resina resiliente RAPIDAFLEX com 7.69 MPa

(Carvalho,1990) e a resina MOLLOPLAST-B com um valor reportado de 2.11 MPa (Waters; Jagger,1999).

Fazendo uma comparação da resistência à tração dos materiais estudados, observa-se que o silicone ORTO PAHUER apresenta valores maiores de resistência à tração que os obtidos para a resina resiliente CLASSIFLEX.

Nenhum dos materiais testados apresenta valores similares aos do silicone MDX 4-4210.

6.3 RESISTÊNCIA AO RASGAMENTO

Os valores de referência mostram um valor ideal para resistência ao rasgamento de 5.19 a 8.72 N/mm; O silicone ORTHO PAUHER apresentou um valor em média de 2.6 N/mm colocando-se acima da resina EPHITANE, que apresentou um valor de 0.34 N/mm (Turner et al.,1984) e aproximando-se do valor de 3.46 N/mm do silicone Silastic 382 (Roberts,1971), o fabricante do silicone MDX 4-4210 não reporta valores para esta propriedade, mas é possível estabelecer um valor de referência para fins comparativos segundo as pesquisas realizadas (Roberts, 1971; Abdelnabi et al., 1984; Bell et al., 1985; Carvalho, 1990) reportando-se um valor de resistência ao rasgamento para o silicone MDX 4-4210 em média de 16.64 N/mm, valor muito acima do obtido no ensaio realizado neste estudo.

Os resultados correspondentes ao ensaio realizado na resina reembasadora resiliente CLASSIFLEX, mostram um valor em média de 2.7 N/mm, o que apresenta valor muito distante do reportado para a resina resiliente similar RAPIDAFLEX com valores de entre 28.43 e 38.44 N/mm (Rezende,1975; Carvalho,1990)

Ao comparar os resultados dos materiais testados, observa-se que o silicone ORTHO PAUHER e a resina resiliente reembasadora CLASSIFLEX apresentam níveis de resistência ao rasgamento similares.

6.4 ALONGAMENTO DE RUPTURA

Segundo os resultados, a resina resiliente CLASSIFLEX apresentou em média um alongamento de ruptura maior (474%) que o silicone ORTO PAHUER (390%). Os materiais estudados apresentaram valores muito próximos aos do silicone MDX 4-4210 que reporta 470% de alongamento de ruptura. Também apresentam valores similares aos reportados por Braley em 1970 (450%), para o silicone COSMESIL S com 565% (Wolfaardt et al., 1985) os silicones MOLLAMED com um valor de 402% (Polyzois, 1994), o silicone A-2186 que tem um alongamento de ruptura de 480% (Dootz, 1994) e o Silicone Cosmesil m511 com 580.93% (Hatamleh; Watts, 2010).

6.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

As próteses faciais uma vez instaladas se vêem afetadas pelas secreções fisiológicas tais como o suor. Segundo estudos o suor nos primeiros seis meses pode atuar como conservador das propriedades físicas do silicone inclusive aumentando a resistência ao rasgamento (Polyzois et al., 2000; Castro, 2008)

Não foram encontrados estudos sobre a aplicação de resinas resilientes na confecção de próteses faciais, seu uso continua sendo recomendado como reembasador em próteses totais, onde mostra excelentes vantagens para o conforto do paciente.

Devido ao processo de envelhecimento das próteses, algumas de suas propriedades físicas mudam, dentre estas propriedades sabe-se que a resistência ao rasgamento, a resistência à tração e principalmente a dureza Shore A incrementam seus valores (Dootz et al., 1994; Guiotti et al., 2010; Goiato et al., 2009).

Ao adicionar diferentes pigmentos empregados na caracterização das próteses faciais, os silicones podem apresentar valores maiores de resistência à tração (Abdelnabi et al., 1984; Haug et al., 1999).

Existem algumas técnicas reportadas na literatura para tentar melhorar as propriedades físicas dos materiais de uso em prótese buco maxilo facial; sendo que uma dessas técnicas sugere a inclusão de telas (Nylon, Tule) dentro do material de reconstrução facial, que segundo autores, melhoram as propriedades de dureza shore A, resistência à tração, alongamento de ruptura, resistência ao rasgamento (Rezende,1975; Gunay et al., 2008).

Diferentes partículas de elementos como sílica, silicato de magnésio, óxido de titânio e zinco, tem sido adicionadas nos diferentes materiais de uso em prótese buco maxilo facial procurando melhorar as propriedades físicas, ou mesmo, outros materiais como fibras de vidro, fibras de sílica, cerâmica, celulose e carbono (Andreopoulos et al., 1998; Haug et al., 1999; Lai et al., 2002; Bellamy et al., 2003; Orellana, 2007; Han et al.,2008; Gunay et al., 2008; Guiotti et al., 2010) .Os resultados das pesquisas tem mostrado que essas partículas produzem um aumento da resistência à tração, da resistência ao rasgamento e da dureza Shore A (Waters; Jagger, 1999; Orellana, 2007; Bellamy et al., 2003).

Atualmente outros produtos começam a se destacar graças as propriedades físicas que apresentam, além do seu custo-benefício, tendo assim no mercado outras marcas de silicone como os elastômeros de silicone desenvolvidos também pela empresa americana FactorII®, que contam com as características de um silicone economicamente mais acessível em comparação com o MDX4-4210® (Huber et al., 2002; Montgomery; Kiat-Amnuay, 2010)

Diante destes fatos, pode-se perceber que a partir do estudo presente, muitos outros devem ser viabilizados no sentido de melhorar as propriedades físicas tanto do silicone quanto da viabilidade do uso da resina resiliente estudada na confecção de prótese facial . A possibilidade de seu uso trará conforto ao paciente bem como facilidade na obtenção de próteses faciais.

7 CONCLUSÕES

Os valores encontrados de resistência à tração, resistência ao rasgamento e dureza Shore A dos materiais testados foram baixos quando comparados com os valores de referência.

Os valores de alongamento de ruptura de ambos os materiais se encontram dentro dos valores aceitáveis para materiais de uso em reabilitação buco maxilo facial.

REFERÊNCIAS¹

Abdelnabi MM, Moore DJ; Sakamura JS. In vitro comparison study of MDX 4-4210 and polydimethyl siloxane silicone materials. J Prosth Dent. 1984 ;51(4):523-6.

American Standards of Testing Materials ASTM D 2240 Durometer Hardness Shore Hardness In Annual Book of ASTM Standards. Philadelphia: ASTM; 1992.

American Standards of Testing Materials. ASTM D412, Standard Test Method for Rubber property in tension. In Annual Book of ASTM Standards. Philadelphia: ASTM; 1992.

American Standards of Testing Materials. ASTM D624. Standard Test Method for Tear Strength of conventional vulcanized rubber and thermoplastic elastomers. In Annual Book of ASTM Standards. Philadelphia: ASTM; 1991.

Andreopoulos AG, Evangelatou M, Tarantili PA. Properties of maxillofacial silicone elastomers reinforced with silica powder. J Biomater Appl, 1998;13:66-73.

Aydin, A.K.; Terzioglu, H.; Akinay, A.E.; Ulubayram, K.; Hasirci, N. Bond strength and failure analysis of lining materials to denture resin. Dent Mater. 1999;15(3):211-18.

Aziz T, Waters M, Jagger R. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. J Dent, 2002;1:67-74.

Bell WT, Chalian, V.A; Moore, B.K. Polydimethyl siloxane materials in maxillofacial prosthetics: evaluation and comparison of physical properties. J Prosth Dent. 1985;54(3):404-10.

Bellamy K, Limbert G, Waters MG, Middleton J. An elastomeric material for facial prostheses: synthesis, experimental and numerical testing aspects. Biomaterials. 2003;24(27):5061-6.

---

¹ De acordo com o estilo Vancouver

Boone, JL Silicone rubber for maxillofacial prosthetics. In: American Academy Maxillofacial Prosthetics. Dallas, Nov. 19-11, 1966. Annual meeting. Dallas, Dow Corning center for aid to medical Research, 1966.

Braley S. The chemistry and properties of the medical grade silicones. J Macromol. Sci-chem 1970;4(3):529-44.

Brasier S. Maxillofacial laboratory technique and facial prostheses. London: Henry Kimpton; 1954. 232p.

Bulbulian AH. Maxillofacial prothetics: evolution and practical application in patient rehabilitation . J Prosth Dent. 1965;15:544-69.

Carvalho JCM. Avaliação das propriedades físicas de duas novas silicones para uso em Prótese Facial [tese de livre-docência]. São Paulo:Universidade de São Paulo; 1990.

Castro TC. Avaliação da Resistência ao rasgamento do silicone submetido à ação de suor artificial [dissertação]. São Paulo:Universidade de São Paulo;2008.

Dootz ER, Koran A 3rd, Craig RG. Physical properties of three maxillofacial materials as a function of accelerated aging. J Prosthet Dent. 1994;71(4):379-83.

Eleni PN, Katsavou I, Krokida MK, Polyzois GL, Gettleman L. Mechanical behavior of facial prosthetic elastomers after outdoor weathering. Dent Mater 2009;25(12):493-502.

Goiato MC, Pesqueira AA, Santos DM, Dekon SF. Evaluation of hardness and surface roughness of two maxillofacial silicones following disinfection. Braz Oral Res. 2009;23(1):49-53.

Graziani M. Protese buco-maxilo-facial. São Paulo: Vademecum; 1950. 585p.

Guiotti AM, Goiato MC, dos Santos DM. Evaluation of the Shore A hardness of silicone for facial prosthesis as to the effect of storage period and chemical disinfection. J Craniofac Surg. 2010;21(2):323-7.

Gunay Y, Cem K, Arzu A, Banu K, Cihan CG. Effect of tulle on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. Dent Mat J 2008; 27(6): 775-9.

Han Y, Kiat-amnuay S, Powers JM, Zhao Y. Effect of nano-oxide concentration on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. *J Prosthet Dent*. 2008;100(6):465-73.

Hatamleh MM, Watts DC. Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers. *Dent Mater*. 2010;26(2):185-91. Epub 2009 Nov 4.

Haug SP, Andres CJ, Moore BK. Color stability and colorant effect on maxillofacial elastomers. Part I: colorant effect on physical properties. *J Prosthet Dent*. 1999;81(4):418-22.

Hekimoglu C, Anil N. The effect of accelerated ageing on the mechanical properties of soft denture lining materials. *J Oral Rehab* 1999; 26; 745–8.

Hermann C, Mesquita MF, Consani RL, Henriques GE. The effect of aging by thermal cycling and mechanical brushing on resilient denture liner hardness and roughness. *J Prosthodont*. 2008;17(4):318-22.

Huber H, Stephan PS. Materials and techniques in maxillofacial prosthodontic rehabilitation. *Oral Maxillofacial Surg Clin*. 2002;14:73-93.

Khindria S. K., Sanjay Bansal, Megha Kansal. Maxillofacial prosthetic materials. *J Ind Prost Soc*. 2009;9(1):1-5

Kipping, F.S. Organic derivate of silicon. Preparation of alkylsilicon chlorides. *Pro. Chem Soc*. 1904;20:15.

Lai JH, Wang LL, Ko CC, DeLong RL, HodgesJS. New Organosilicon maxillofacial prosthetic materials. *Dent Mat*. 2002;18:281-6.

Lewis DH, Castleberry DJ. An assessment of recent advances in external maxilla facial materials. *J Prosthet Dent*. 1980;43:42-5.

Lontz JF. State of the art material used for maxillofacial prosthetic reconstruction. *Dent Clin North Am*. 1990;34:307-25.

Matthews, E. Facial prosthesis. *Brit Dent J*. 1951;90(1):11-3.

May PD, Guerra LR. Maxillofacial prostheses of chlorinated polyethylene. J Biomed Mater Res.1978;12(3):421-31.

Montgomery PC, Kiat-Amnuay S. Survey of currently used materials for fabrication of extraoral maxillofacial prostheses in North America, Europe, Asia, and Australia. J Prosthodont. 2010;19(6):482-90.

Moroni, P. Reabilitação buco-facial. Cirurgia e prótese. São Paulo: Panamed; 1982. 436p.

Moore DJ, Glaser ZR, Tabacoo MJ, Linebaugh MG. Evaluation of polymeric materials for maxillofacial prosthetics. J Prosthet Dent.1977;38:319-26.

Orellana VR. Avaliação das propriedades mecânicas de um silicone de cura acética com adição de silicato de magnésio [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2007.

Orrego SL, Sanches HM. Rehabilitacion protética em grandes perdas de tecidos. Rev. Alafo. 1970;5(2):143-52.

Parr GR, Rueggeberg FA. In vitro hardness, water sorption, and resin solubility of laboratory-processed and autopolymerized long-term resilient denture liners over one year of water storage. J Prosthet Dent. 2002;88(2):139-44.

Pisani MX, Silva-Lovato CH, Malheiros-Segundo Ade L, Macedo AP, Paranhos HF. Bond strength and degree of infiltration between acrylic resin denture liner after immersion in effervescent denture cleanser. J Prosthodont. 2009;18:123–9.

Polyzois GL, Frangou MJ. Influence of curing method, sealer, and water storage on the hardness of a soft lining material over time. J Prosthodont. 2001; 10(11):42-5.

Polyzois GL, Hensten-Pettersen A, Kullmann A. An assessment of the physical properties and biocompatibility of three silicone elastomers. J Prosthet Dent. 1994;71(5):500-4.

Polyzois GL, Tarantili PA, Frangou MJ, Andreopoulos AG.. Physical properties of silicone prosthetic elastomer stored in simulated skin secretions. J Prosthet Dent 2000;83:572-7.

Rezende JRV. Fundamentos da prótese Buco-Maxilo-Facial. São Paulo: Sarvier, 1997.

Rezende, JRV. Propriedades mecânicas de materiais para prótese facial em função do envelhecimento e da inclusão de tela nylon. *Fac Odont S Paulo*. 1975 ;13(2):239-48.

Roberts AC. Facial prostheses materials. *Dent Techn*. 1957;10(12):112-8.

Roberts AC. Silicones for facial prostheses. *Dent Pract*. 1971; 21(8):276-8.

Sanchez RA, Moore DJ, Cruz DL, Chappell R. Comparison of the physical solubility of laboratory-processed and autopolymerized long-term resilient denture liners over one year of water storage. *J Prosthet Dent*. 2002;88(2):139-44.

Storer, R. Resilient denture base materials. Part 2. *Br Dent J*. 1962; 113:231-8.

Su Fang, Zhao Yimin, Shao Longquan, Pan Jingguang. The Test of the Mechanical Properties of SY-28, SY-20 and MDX-4-4210 Silicone Elastomers. *J US -Chi Med Scien* 2006; 3(2).

Sweeney WT, Fischer TE, Castleberry DJ, Cowerthwaite GF. Evaluation of improved maxillofacial prosthetic materials. *J Prost Dent*. 1972 Mar;(3):297-305.

Turner GE, Fischer TE, Castleberry DJ, Lemons JE. Intrinsic color of isophorone polyurethane for maxillofacial prosthesis. PartII: Color stability. *J Prosthet Dent* 1984;51(5):673-5.

Tylman, S.D. The use of elastic and resilient synthetic resins and their copolymer in oral, dental and facial prostheses. *Dent Digest*. 1945;49:167-96.

Von Fraunhofer JA, Sichina WJ. Characterization of the physical properties of resilient denture liners. *Int J Prosthodont*. 1994;7(2):120-8.

Waters MG, Jagger RG. Mechanical properties of an experimental denture soft lining material. *J Dent*. 1999;27(3):197-202.

Wolfaardt JF, Chandler HD, Smith BA. Mechanical properties of a new facial prosthetic material. *J Prosthet Dentrist* 1985;53: 228–34.

ANEXO A - Indicações e recomendações de uso do silicone ORTHO PAUHER (fornecido pelo fabricante)

Indicações:

Confecção de próteses e orteses, palmilhas sob medida, almofadas distais, produtos para descarga de pressão. Principalmente utilizado em orteses para pacientes diabéticos.

Conservação e Armazenamento:

Após o uso fechar a embalagem para proteger de impurezas (poeira etc.), evitando que o silicone se contamine e perca suas principais propriedades. Armazenar em local seco de umidade.

Recomendações:

Para melhores resultados o molde deve estar bem limpo e com superfície lisa, se for de gesso ou poroso, recomenda-se aplicação de uma película de cera, verniz ou tinta branca de esmalte sintético, o molde deve estar seco, em caso de bolhas no silicone submeta-o a vibração ou “raspe” com uma paleta a superfície do silicone, se necessário utilize uma haste para retirada de bolhas internas.

Modo de Usar:

Agite por 1 minuto antes de usar. Misture o componente “A” com o “B” em partes iguais. Tempo total de manuseio 8 minutos. Sendo tempo de mistura de 3 minutos,

tempo de moldagem lenta 3 minutos e tempo de vibração e eliminação das possíveis bolhas 2 minutos. Desmoldar após 60 minutos. Para cura completa e uso, são necessárias 24 horas ou 30 minutos de estufa a 50 C.

Características:

Incolor. Podendo ser pigmentado na cor desejada.

Observação:

Manuseio exclusivo para ortesistas e protesistas.

Prazo de validade:

Indeterminado.

ANEXO B - Indicações e recomendações de uso da resina resiliente reembasadora CLASSIFLEX
(fornecido pelo fabricante)

CLASSIFLEX INCOLOR

Aplicação – Indicado para:

- moldagem funcionais
- recondicionamento de tecido
- reeembasamento pôs cirurgias em implante
- reembase direito em boca (consultório)
- gengiva artificial em modelo para implante
- reembase de placas para conforto do paciente
- sobre os braquetes para proteção dos lábios

- Dosagem:
- 2 partes do polímero flex
  - 1 parte do liquido flex (exemplo: 12cc para 6ml do liq.)

Modo de uso no. 1:

Cavidade pronta para receber material FLEX, fazer mistura, na dosagem indicada, homogeneizar, despejar em seguida e já pressionar contra modelo que Dara formato.

Esperar por 2 minutos após ter ido de encontro com o modelo. (Para colocar no aparelho pode ser com ou sem modelo). Coloque o aparelho com água e aplique 60 libras de ar aguardando por 10 minutos dentro do aparelho.

Modo de uso no. 2:

Cavidade pronta para receber material FLEX, fazer mistura na dosagem indicada, homogeneizar, despejar em seguida e já pressionar contra o modelo que Dara formato, esperar por 2 minutos após ter ido de encontro com o modelo.

(Para colocar no aparelho pode ser com ou sem modelo) Coloque no aparelho já com água a 70 graus centígrados fechando o aparelho, aplicar 40 libras de ar, neste momento o aparelho pode ser desligado. Aguardar por 10 minutos sem se preocupar com a temperatura que pode cair. Retirar o trabalho e deixar esfriando na temperatura ambiente ou colocar na água em temperatura ambiente.

Acabamento:

Recortar com tesoura os excessos e se necessário passar disco scotch bright.

Impermeabilização: Passar duas a três camadas do fluido para brilho tipo “Glaze”

ANEXO C – Tabelas geradas dos ensaios

Resina Resiliente

1. Resistência a tração (ASTM D 412-06a)

<i>Corpo de prova</i>	<i>Força de ruptura (kgf)</i>	<i>Tensão de ruptura (MPa)</i>	<i>Alongamento de ruptura (%)</i>
1	1,12	0,46	558
2	1,02	0,42	598
3	0,54	0,22	264
4	0,48	0,22	207
5	0,99	0,49	745
Media	0,83	0,36	474
Desvio Padrao	0,30	0,13	230

2. Resistência ao rasgamento (ASTM D 624-00e1)

<i>Corpo de prova</i>	<i>Força Máxima (N)</i>	<i>Resistência ao rasgamento (N/mm)</i>
1	8,89	2,54
2	9,81	2,78
3	9,34	2,65
4	10,87	2,77
5	10,25	2,74
Media	9,83	2,70
Desvio Padrão	0,77	0,10

3. Dureza Shore A (ASTM D 2240-10)

<i>Corpo de prova</i>	<i>Unidades Shore A</i>
1	15
2	10
3	12
4	13
5	10
6	13
7	13
Media	12

Silicone ORTHOPAHUER

Resistência a tração (ASTM D 412-06a)

<i>Corpo de Prova</i>	<i>Força de ruptura (kgf)</i>	<i>Tensão de ruptura (MPa)</i>	<i>Alongamento de ruptura (%)</i>
1	1,85	1,42	439
2	1,90	1,43	377
3	1,40	1,04	296
4	1,84	1,46	411
5	1,86	1,63	428
Media	1,77	1,40	390
Desvio Padrão	0,21	0,22	58

Resistência ao rasgamento (ASTM D 624-00e1)

<i>Corpo de prova</i>	<i>Força Máxima (N)</i>	<i>Resistência ao rasgamento (N/mm)</i>
1	3,90	2,50
2	3,79	2,31
3	4,23	2,53
4	3,87	2,43
5	4,75	3,06
Media	4,11	2,75
Desvio Padrão	0,40	0,29

Dureza Shore A (ASTM D 2240-10)

<i>Corpo de prova</i>	<i>Unidades Shore A</i>
1	10
2	10
3	8
4	8
5	6
6	12
7	7
Media	9

RESINA RESILIENTE CLASSIFLEX

<i>Corpo de Prova</i>	<i>Dureza Shore A</i>	<i>Alongamento de ruptura</i> %	<i>Resistência a tração</i> MPa	<i>Resistência ao rasgamento</i> N/mm
1	15	558	0.46	2.54
2	10	598	0.42	2.78
3	12	264	0.22	2.65
4	13	207	0.49	2.77
5	10	745	0.36	2.74
6	13	X	X	X
7	13	X	X	X

SILICONE ORTHOPAHUER

<i>Corpo de Prova</i>	<i>Dureza Shore A</i>	<i>Alongamento de ruptura</i> %	<i>Resistência a tração</i> MPa	<i>Resistência ao rasgamento</i> N/mm
1	10	439	1.42	2.50
2	10	377	1.43	2.31
3	8	296	1.04	2.53
4	8	411	1.46	2.43
5	6	428	1.63	3.07
6	12	X	X	X
7	7	X	X	X

ANEXO D - Informações sobre o Silicône MDX 4-4210

SILICONE MDX 4-4210 (Fornecido pelo fabricante)**SILASTIC® MDX4-4210
BioMedical Grade Elastomer****FEATURES**

- Room temperature and heat accelerable cure
- Good thick section cure
- Excellent dielectric properties
- Essentially no shrinkage when cured at room temperature
- Contains no peroxides, peroxide by-products, chlorophenyls or PCBs
- Contains no organic plasticizers, phthalates or latex additives
- Non-blooming
- Pigmentable

BENEFITS

- Qualified to address the tests described in ISO 10993-1 for "limited" (≤ 24 h) and "prolonged" (≤ 30 d) contact duration:
  - Meets or exceeds acceptance criteria for Cytotoxicity, Sensitization, Irritation/Intracutaneous reactivity, Systemic toxicity (acute) and Subchronic toxicity (as tested by implantation)
  - Meets requirements of screening tests described by specific ISO standards for Hemocompatibility and Genotoxicity
- Meets or exceeds testing requirements of:
  - United States Pharmacopeia (USP) Class VI
  - European Pharmacopoeia (Ph. Eur. or "EP") silicone elastomers for closures and tubing—"Substances soluble in hexane" and "Volatile matter"
- Batch-to-batch consistency

COMPOSITION

- Two-part silicone elastomer

APPLICATIONS

- SILASTIC MDX4-4210 BioMedical Grade Elastomer is designed for use in medical device encapsulating and moldmaking applications where cure is at room temperature or slightly elevated temperatures. It has, for example, been used as a flexible mold to facilitate the encapsulation of electronic components of biomedical devices.
- Can be used for general prototyping, molding and fabrication of medical device components. Can also be used as a drug matrix for controlled release drug delivery systems.

TYPICAL PROPERTIES

Specification writers: These values are not intended for use in preparing specifications. Please contact your local Dow Corning sales representative prior to writing specifications on this product.

CTM ¹	ASTM ²	Property	Unit	Value
As supplied				
0050	D1084	Base viscosity	Pa.s	115
		Viscosity ³	Pa.s	
0050	D1084	- Initial ³		60
0050	D1084	- After 2 hours		110
Cured³				
0063		Color		Translucent
		Relative density ⁴		1.11
		Durometer hardness	Shore A	30
0137A	D412	Tensile strength	MPa	5.0
			psi	730
0137A	D412	Elongation	%	470
0274		Tissue culture		No CPE
0114	D149	Dielectric strength	volts/mil	575
0249	D257	Volume resistivity	Ohm.cm	2x10 ¹¹
0112	D150	Dielectric constant at 100Hz		3.01
0112	D150	Dielectric constant at 100kHz		3.00
0112	D150	Dissipation factor 100Hz		9x10 ⁻⁴
0112	D150	Dissipation factor 100kHz		10x10 ⁻⁴
0249	D257	Surface resistivity	ohm	>7x10 ¹⁸

1. CTM: Corporate Test Method, copies of CTMs are available on request.

2. ASTM: American Society for Testing and Materials.

3. With 10pph curing agent added.