TERESA CAMARGO DE CASTRO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA AO RASGAMENTO DO
SILICONE SUBMETIDO À AÇÃO DE SUOR ARTIFICIAL**

São Paulo

2008

Teresa Camargo de Castro

**Avaliação da resistência ao rasgamento do silicone
submetido à ação de suor artificial**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do Título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Área de concentração: Prótese Buco Maxilo Facial

Orientador: Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias

São Paulo
2008

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Castro, Teresa Camargo de

Avaliação da resistência ao rasgamento do silicone submetido à ação de suor artificial / Teresa Camargo de Castro; orientador Reinaldo Brito e Dias. -- São Paulo, 2008.

105p.: tab., fig.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Buco Maxilo Facial) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Silicone – Prótese Facial – Resistência 2. Prótese Bucomaxilofacial

CDD 617.69
BLACK D76

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTES TRABALHOS,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E
PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADA AO AUTOR A
REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Castro TC. Avaliação da Resistência ao rasgamento do silicone submetido à ação de suor artificial [Dissertação de Mestrado]. São Paulo:Faculdade de Odontologia da USP.

São Paulo,____/____/2008.

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a)._____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a)._____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a)._____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Maria Tereza e Castro**, amados e essenciais na minha vida, uma história de amor sem precedentes.

Aos meus filhos **Vítor e Gabriel**, elo de amor eterno que só a maternidade nos permite vislumbrar.

Aos meus irmãos **Alexandre, Silvaninha e Priscila**, companheiros de viagem, testemunhas do que fomos, do que quisemos ser e do que nos tornamos.

AGRADECIMENTOS

AOS MESTRES

Ao Mestre dos Mestres, Deus, nosso Pai, por nos permitir ver e viver tudo isso com amor, saúde e esperança...

A todos os Mestres da Terra, que muito antes de nós se ocuparam da arte e da ciência da reconstrução protética facial, abrindo o caminho do conhecimento.

Ao Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias, expoente incontestado da nossa especialidade, em todos os níveis, pela honra de ser sua orientada e pelas lições de vida que dele recebemos e que às vezes, só compreendemos com o tempo. Sabedorias de Verdadeiros Mestres. . .

Aos professores da Disciplina de PBMF da FOU SP

Prof. Dr. Antonio Carlos Lorenz Sabóia.

Profa. Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos.

Prof. Dr. Dorival Pedroso da Silva.

Prof. Dr. José Carlos Mesquita Carvalho.

Profa. Dra. Maria Cecília Montagna.

Profa. Dra. Márcia André.

Outros professores

À Profa. Cynthia Maria Freire da Silva, amiga e mestra inspiradora, que excede pela generosidade em repassar conhecimentos, frutos de persistente trabalho e convicção de princípios, meu especial agradecimento.

À Profa. Dra. Cleuza Aparecida C. Geraldini, pelo imenso conhecimento que coloca à disposição do ensino da nossa especialidade, de maneira doce e simples, especial obrigada pelos conhecimentos transmitidos.

À Profa. Sílvia Helena Carabolante, diretora da Escola SENAI Mário Amato, escola modelo de formação técnica e de desenvolvimento de Tecnologia, pelo total apoio na realização dos experimentos, disponibilizando material humano da mais alta qualidade e toda a infra-estrutura necessária, grata.

Ao Prof. Fábio Renato Silva Lopes, coordenador do Núcleo de Tecnologia de Ensino do Plástico, da escola SENAI Mário Amato, onde foram realizados os Testes Mecânicos de Rasgamento.

À Profa. Mestre Gleisa Pitarelli Barbosa, responsável pelo encaminhamento do projeto no SENAI, grávida de “quase lá” da Stéfani, agradecimento especial, pela disposição apesar do “barrigão”, pelos conhecimentos agregados e pelo carinho com que fez tudo isso.

Aos professores Nilson e Henrique, do Núcleo do Plástico do Senai, antigos amigos e colaboradores em outros projetos científicos, especial obrigada, pela total colaboração, pela disponibilização dos recursos físicos e de pessoal. Agradecimento ao Wendel, estagiário competente e prestativo.

Aos amigos e colegas

Hugo Nogueira Neto, amigo desde a graduação, porto seguro da minha “nau” tantas vezes avariada, grata, pela amizade incondicional, pelo respeito essencial e pela confiança construída. Jóia raríssima, amigos para sempre.

Adriana Corsetti, querida amiga dos tempos da especialização da ABENO, que reúne imenso conhecimento científico, fruto de consistente formação acadêmica, especial obrigada de coração.

Flávia Pécora Carneiro de Faria, Élcio Ricardo Miyashita e Fabiano Geronasso Simões, colegas e amigos do mestrado, pessoas da mais alta qualidade que tive a sorte de conhecer.

À colega Mestra e Doutoranda Neide P. Coto, amizade daquelas que agradecemos sinceramente a Deus quando a encontramos, pessoa do bem que só acrescenta valores positivos as nossas vidas.

Ao Mestre e Doutorando Ronald Vargas, pela amizade verdadeira, pelos conhecimentos que nos transmitiu, obrigada meu amigo.

Ao extraordinário e querido amigo “das antigas”, Roberto Barossi Júnior, o Baró, que disponibilizou o aparato técnico para a realização do processo de envelhecimento do grupo de amostras do Salt Spray, nas instalações laboratoriais da Indústria Zanettini Barossi S/A Ind. e Com., empresa nacional líder no ramo de fabricação de auto peças, meu especial agradecimento de coração.

À responsável pelos ensaios mecânicos realizados na Escola SENAI Mário Amato, a química Rosângela Scocco, pela dedicação e compromisso com que executou os experimentos.

Ao técnico químico Juliano Marim Delangelo, responsável pelos ensaios realizados no Laboratório Metalográfico da Zanettini Barossi S/A Ind. e Com., obrigada pela dedicação e competência com que realizou os experimentos.

Às essenciais colaboradoras, Eidi Fredericci, pela compilação dos dados de forma precisa, meu respeitoso agradecimento.e à Maria Amélia Camargo de Carvalho, a Mamé, todo o socorro necessário na língua inglesa, prima do coração- valeu.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia da USP, a Sra. Belira, a Sra. Edna, a Sra. Ana, ao Sr. Edson e a todos os que colaboraram direta ou indiretamente com o nosso processo de aprendizagem, sinceramente obrigada.

Aos técnicos do Laboratório da disciplina, em especial o Paulão, que supera as dificuldades sempre com carinho e bom humor, valeu.

Especialmente e, sobretudo obrigada aos Pacientes da nossa especialidade, pessoas que carregam o estigma da mutilação, que aceitam resultados muito aquém do que nós mesmos esperávamos e ainda assim nos agradecem, como se soubessem coisas que não sabemos, mas certamente aprenderemos.

Castro TC. Avaliação da resistência ao rasgamento do silicone submetido à ação do suor artificial [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

RESUMO

O Silicone é um material semi-orgânico, obtido a partir de processos industriais e classificado como polimérico. Ele tem basicamente em sua composição átomos de silício ligados a oxigênio e radicais contendo carbono o que confere ao material, características físico-químicas particulares como inércia química e estabilidade dimensional, mantendo-se íntegro nos mais diversos meios de aplicação. Dentre um sem número de utilizações, o silicone tem indicação na confecção de próteses faciais por apresentar qualidades requeridas de um bom material restaurador. Neste estudo examinamos o comportamento mecânico de amostras de um silicone de indicação em Prótese Buco Maxilo Facial, após processos de envelhecimento acelerado em solução bioquimicamente semelhante ao suor humano e atmosfera saturada de cloreto de sódio, simulando o ambiente da interface silicone/pele do paciente em estado normal e esforço exagerado. Estudamos a resistência mecânica ao rasgamento de amostras de silicone MDX4-4210, de fabricação da Dow Corning Corporation, conforme ASTM 624, após imersão em solução bioquimicamente compatível com o suor humano e exposição à névoa salina, ASTM B 117 Salt Spray (fog) testing, saturada a 5% de cloreto de sódio, em períodos de exposição de 12hs, 36hs e 72 horas. Foram considerados os resultados dos testes de 21 CPs, avaliados estatisticamente, adotado nível de significância de 5% (0,050), e os resultados obtidos permitem-nos concluir que nos dois processos, os valores relativos à resistência ao rasgo foram maiores que os do grupo controle porém, depreende-se

também que esta alteração corresponde ao processo de deteriorização do silicone, onde os cristais das soluções alojam-se em poros superficiais, característicos dos elastoméricos, interpondo-se aos seus movimentos intrínsecos, promovendo perda das propriedades originais.

Palavras-chave: silicone – propriedades físico-químicas - prótese facial.

Castro TC. Evaluation of silicon resistance to tearing submitted to the action of human sweat. [Master degree essay]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008

ABSTRACT

Silicone is a semi-organic material, obtained by industrial processes and is classified as a polymeric. It is composed basically of silicon atoms connected to oxygen and radicals containing carbon which provides the material with particular physio-chemical characteristics such as chemical inertia and dimensional stability maintaining its integrity in the most diverse ways of application. Amongst its several utilities, silicone is indicated in confectioning facial prosthesis for it presents the required qualities of a good restoring material. In this study we shall examine the mechanical behavior of silicone sample indications in facial oral prosthesis, after the accelerating ageing in a solution that is bio-chemically similar to human sweat and an environment saturated with sodium Clorets, simulating the silicone/skin interface environment under normal and straining conditions. We studied the mechanical resistance to tearing of the samples of silicone MDX4-4210, fabricated by Dow Corning Corporation, in accordance to ASTM 624 after an immersion in a bio-chemical solution, compatible with the human sweat and exposure to saline fog, ASTM B 117 Salty Spray (fog) testing, saturated at 5% of sodium cloret in periods of 12, 36 and 72 hours exposure testing. Were considered the results of 21 CPs tests, statistically evaluated, adopting the significance level at 5% (0,050) and the results that were obtained allow us to conclude that in both cases the value that relates to the resistance to tearing than those of the group control, all thou it is understood that this value alteration corresponds to the superficial deterioration process of the silicone, where the crystals

of the solution sediment in superficial pores, characteristic of the elastomerics, interposing itself to the intrinsic movements promoting lost of the original properties.

Key Words: Silicone, fisico-chemical properties, facial prosthesis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1- Distribuição dos elementos químicos na crosta terrestre	24
Figura 2.2 - Distribuição geográfica das Comissões	26
Figura 2.3 - Ilustração da estrutura do silicone-grade.....	28
Figura 2.4 - Figura ilustrativa da Síntese de Mueller-Rochow	31
Figura.4.1 - Foto do MDX4-4210 e agente catalisador	60
Figura.4.2 - Balança de precisão- pesagem do silicone e catalisador	61
Figura 4.3 - Prensa Hidráulica utilizada de 1422KN	62
Figura.4.4 - Ferramenta para vulcanização dos lençóis de silicone.....	62
Figura 4.5 - Detalhe de um lençol de silicone e outro remanescente da estampagem.....	63
Figura.4.6 - Ferramenta metálica de corte para estampagem dos corpos de prova em posição na prensa hidráulica	64
Figura 4.7 - Faca de corte sobre o lençol, instalados na prensa.....	64
Figura.4.8 - Amostra de corpos de prova recém estampados	65
Figura.4.9 - Foto dos CPs dentro da cuba de imersão	66
Figura 4.10 - Detalhe da Embalagem da Solução Simuladora do Suor.....	67
Figura 4.11 - Foto da Estufa utilizada na Imersão	67
Figura.4.12 - Máquina utilizada para o envelhecimento por Salt Spray	68
Figura.4.13 - Corpos de prova com as espessuras gravadas e paquímetro Mitutoyo de 0,02mm.....	69

Figura 4.14 - Máquina de ensaio de rasgamento Emic DL3000 70

Figura.4.15 - Foto representativa dos laudos expedidos pelo laboratório..... 71

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Comparação entre grupos concomitantes 12 hs.....	73
Tabela 4.2 - Comparação entre grupos concomitantes. 36 hs.....	74
Tabela 4.3 - Comparação entre grupos concomitantemente- 72 hs	75
Tabela 4.4 - Comparação entre os grupos par a par, 12 hs	75
Tabela 4.5 - Comparação entre os grupos par a par, 36 hs	76
Tabela 4.6 - Comparação entre os grupos par a par, 72 hs	76
Tabela 4.7 - Comparação entre os momentos concomitantemente, no grupo Salt Spray	77
Tabela 4.8 - Comparação entre os momentos concomitantemente no grupo Imersão	77
Tabela 4.9 - Grupo de Salt Spray comparados par a par	78
Tabela 4.10 - Grupo de Suor Humano comparados par a par	78
Tabela 4.11 - Comparativo dos Corpos de Prova submetidos à Imersão Suor Humano	80
Tabela 4.12 - Comparativo dos resultados dos Corpos de Prova submetidos ao SALT SPRAY	81
Tabela 4.13 - Comparativo dos resultados do Grupo Controle	82

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASTM	American Society for Testing and Materials
ABIQUM	Associação Brasileira das Indústrias Químicas
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
CES	Centre Européen des Silicones - Comissão Europeia do Silicone
CP	Corpo de prova
HTV	Silicone de Vulcanização à quente
(p)	valor da significância calculada
RTV	Silicone de Vulcanização à temperatura ambiente
SIAJ	Silicone Industry Association of Japan
SEHSC	Silicones Environmental, Health and Safety Council of North America

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DA LITERATURA	21
2.1 Histórico do Silicone	21
2.2 A natureza das borrachas de silicone.....	23
2.3 Cronologia	24
2.4 Produção mundial de Silicone	25
2.5 Métodos de produção de Silicone	28
2.6 Os Silicones HTV e RTV	31
2.6.1 HTV Vulcanização à quente	32
2.6.2 RTV Vulcanização à temperatura ambiente	32
2.6.2.1 RTV 1 –Monocomponente	33
2.6.2.2 RTV 2 – Silicone bicomponente	33
2.7 Sudorese Humana	35
2.8 Excreção Cutânea	36
2.9 Composição Química do Suor	37
2.10 O Silicone na Odontologia	38
3 PROPOSIÇÃO	58
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	59
4.1 Materiais e Equipamentos utilizados.	59
4.2 Obtenção dos Corpos de Prova	60
4.3 Métodos de Envelhecimento Utilizados.	65
4.4 Metodologia Adotada do Ensaio Mecânico de Rasgamento	69
4.5 Metodologia Estatística.....	71
4.5.1 Demonstrativo das análises estatísticas e metodologias adotadas.....	71

5	RESULTADOS.....	79
6	DISCUSSÃO	83
7	CONCLUSÕES.....	86
	REFERÊNCIAS.....	87
	ANEXOS.....	92

1 INTRODUÇÃO

Reabilitar as perdas faciais congênitas ou adquiridas representou ao longo da história das civilizações um desafio à genialidade humana em reproduzir aloplasticamente a anatomia perdida ou considerada desfavorável socialmente. A recuperação da autoconfiança pelo portador de uma deformidade facial está diretamente relacionada à estética obtida através da reabilitação protética. O bom resultado final de uma prótese facial não depende apenas da reprodução fiel e harmoniosa de regiões comprometidas, mas sobretudo depende da capacidade do material utilizado de reproduzir com detalhes a anatomia desejada, de ser passível de pigmentar-se aos tons da pele humana, assemelhando-se a sua textura. É desejável também que apresente qualidades físicas e mecânicas que confirmem durabilidade ao trabalho protético.

Os silicones são produtos de características elastoméricas, fabricados à partir do silício e que têm indicação para a confecção de próteses faciais. Desenvolvidos a partir da criação dos primeiros compostos orgânicos de silício em 1863 em forma de goma, por Friedel e Crafts (HARADA, 2005), os silicones representam atualmente um produto de alto interesse econômico, porém nada comparado ao cenário econômico efervescente para a indústria bélica, nos anos 30 e 40, no contexto da Segunda Grande Guerra Mundial, onde os óleos lubrificantes de silicone revolucionaram os motores utilizados pela indústria aeronáutica, pelas suas propriedades físicas, propiciando o aparecimento de aviões de grande porte para transporte de equipamentos e bombardeiros. Atualmente estima-se que mais

de cinco mil produtos utilizem o silicone como matéria prima representando um mercado disputado e controlado por um número limitado de fabricantes mundiais.

O silicone é um material que preenche os requisitos necessários de um bom material de utilização em próteses faciais. Udagama e Drane (1982) compararam o uretano PVC, o silicone e a resina acrílica e notaram vantagens clínicas e biológicas desse material em relação ao uretano PVC e à resina acrílica, indicando-o para confecção de prótese facial.

O silicone tem indicação precisa, por suas qualidades físicas, por aceitar elementos de caracterização em sua massa, como pesquisaram Lontz e Schweiger (1978), que utilizaram pigmentos vegetais secos e os utilizados por artistas plásticos compatíveis com a coloração da pele humana.

A colorização da prótese facial é um fator importante para sua dissimulação, entretanto aspectos relacionados à textura do material conferem-lhe naturalidade por assemelhar-se à textura da pele (REZENDE, 1997).

Os silicones são ótimos materiais de moldagem. Rode, Dutra e Matson (1987) pesquisaram os silicones de moldagem com finalidade protética intra-oral, para confecção de próteses fixas. Afirmaram que a moldagem realizada com silicone apresentava uma cópia fiel em negativo da região que se queria copiar e que reproduziam muito bem reparos anatômicos.

Importante característica de um bom material restaurador com indicação em prótese buco maxilo facial é a estabilidade dimensional depois de curado. Sabóia et al. (1996), pesquisaram três marcas comerciais de silicone, submetendo corpos de prova padronizados a testes de alteração dimensional entre outros, concluindo que são desprezíveis as alterações notadas. Da mesma maneira avaliaram Guiotti e

Goiato (2003) após exposição de corpos de prova de silicone durante 60 dias aos meios de aplicação.

Outros autores como Mortellaro et al. (2006) testaram corpos de prova em silicone após exposição a soluções simuladoras de sebos e ácidos orgânicos presentes na pele humana, em condições normais, preocupando-se com o micro ambiente ali existente. Polyzois et al. (2000) estudaram o comportamento de amostras de silicone da certa marca comercial, utilizado em prótese facial, submetendo-as a ensaios mecânicos para avaliação das propriedades físicas, após envelhecimento do tipo imersão, durante seis meses, em soluções simuladoras de sebo e suor. Os autores foram concordes de que os materiais testados praticamente não sofreram prejuízo de suas propriedades mecânicas de tipo dureza Shore A e tensão de ruptura.

Apesar de apresentar bons resultados em inúmeros testes, não é incomum a substituição da prótese por perda das características iniciais. A utilização diária pelo paciente condiciona o silicone aos diversos fatores de envelhecimento associados à fadiga mecânica do material.

Com base nos dados já descritos, este trabalho entende ser relevante o estudo da ação do suor humano, presente na interface silicone/pele como pretenso fator de envelhecimento do silicone

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Histórico do Silicone

Em 1863, os pesquisadores Friedel e Crafts preparam o primeiro composto orgânico de silício através da reação de dietileno de zinco com tetracloreto de silício. Entretanto, o primeiro polímero de silicone foi obtido por Landenburg em 1872, sob a forma de um óleo viscoso, através da reação entre dietildietóxi silana e a água, na presença de um pouco de ácido. Entre 1899 e 1944, F. S. Kipping, da Nottingham University, liderou a base da química orgânica de silício moderna, com a publicação de mais de cinquenta artigos importantes, principalmente na revista *Journal of the Chemical Society*. Apesar de não estar interessado em polímeros e, de fato, nem mesmo prever qualquer possível aplicação de compostos orgânicos de silício, algumas de suas descobertas, particularmente aquelas relacionadas com a preparação de intermediários, são de considerável importância técnica (HARADA, 2005).

Na década de trinta, nos Estados Unidos, inúmeros compostos orgânicos de silício foram desenvolvidos, de maneira insipiente e em particular por J. F. Hyde, na Corning Glass, e W. Patnode, na empresa General Electric. Em 1945, E. G. Rochow patenteou o Processo Direto para manufatura de clorosilanos e, em 1948, apareceram as primeiras patentes em cura de borracha de silicone e em silicones contendo vinil. Os óleos de silicone foram introduzidos em 1942 para uso em circuitos hidráulicos e para lubrificação de motores de tanques e principalmente

motores de aviões. Esses fluídos, resistentes às temperaturas extremas, abriram um leque de possibilidades de aplicações (KIRK-OTHMER, 1970).

Desde que surgiu um interesse comercial, em 1930, a atividade tecnológica em silicones foi tão intensa que, por volta dos anos sessenta, um revisor de nome Lewis, no final da década de sessenta, estimou que houvesse de dez a quinze mil publicações sobre o assunto, e quase metade delas patenteadas. Estas incluem o uso de silicones como fluídos, resinas e como elastômeros (HARADA, 2005).

Atualmente, os elastômeros estão disponíveis em uma variedade de estruturas químicas, ou seja, de disposições moleculares (grades). Geralmente, estas grades baseiam-se em polidimetilssiloxana, no entanto, podem também conter grupos laterais como fenil, vinil, ciano e flúor (HAUG; MOORE; ANDRES, 1999; KORAN et al., 1979; UDAGAMA; DRANE, 1982).

De acordo com os tipos de grupos orgânicos ligados à molécula que compõem a grade, e dos métodos de produção utilizados, uma grande variedade de produtos pode ser obtida, com textura final fluída, viscosa ou pastosa, elastomérica ou até mesmo rígida.

Uma das características do silicone é a sua longevidade e compatibilidade com os meios de aplicação, permanecendo inerte. Não traz prejuízo ao meio ambiente, não contamina a água ou o solo e nem o ar. Muitos são recicláveis, entretanto, quando incinerados, não provocam reações químicas que produzam gases poluentes. Com estas características, o silicone pode ser manipulado com segurança, sem provocar danos à saúde e ao meio ambiente (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DAS INDÚSTRIAS QUÍMICAS, MAIO, 2008).

A estabilidade térmica é, de longe, a maior qualidade dos silicones, que na maioria dos casos, podem ser usados a temperaturas entre -50 e 250 graus

centígrados, sem sofrer deformações significativas do seu estado físico. Há aplicações em que alguns silicones podem ser usados entre -160 a 320 graus centígrados. A alta estabilidade de uma borracha de polidimetilsiloxana é uma consequência da boa estabilidade das ligações envolvidas Si-O, Si-C e C-H e ausência de ligações fracas, do que qualquer característica excepcional.

Os elastômeros mantêm sua flexibilidade e elasticidade, tanto nas altas quanto nas baixas temperaturas (KIRK-OTHMER, 1970).

A inércia química é excepcional, especialmente no que diz respeito à resistência à oxidação e à hidrólise. Também é boa sua resistência às intempéries, à radiação e ao ataque por fungos e bactérias. A hidrorepelência dos silicones é notável e mais do que isso, é pouco afetada às condições climáticas ou térmicas (ASSOCIAÇÃO DAS INDÚSTRIAS QUÍMICAS, MAIO, 2007).

Os silicones têm a capacidade de incorporarem elementos à sua massa, não interferindo, de maneira expressiva, nas suas qualidades mecânicas. A modificação colorimétrica observada em próteses faciais, expostas ao tempo, são relacionadas com os pigmentos empregados (KORAN et al., 1979).

2.2 A Natureza das Borrachas de Silicone

O silício é o segundo elemento mais abundante na crosta terrestre, o primeiro é o oxigênio. O arranjo mais comum em polímeros contendo silício consiste em átomos de silício e oxigênio alternados. Esta ligação oferece uma estabilidade térmica muito boa e excelente inércia química, devido à extraordinária força de

ligação –Si-O-. Os silicones também possuem ligações Si-C e os radicais orgânicos, ligados ao átomo de silício, conferem além de facilidade de processamento, excepcionais propriedades antifúngicas (Comissão Europeia de Silicone).

Figura 2.1 - Distribuição dos elementos químicos na crosta terrestre (ABIQUIN)

2.3 Cronologia

A história do desenvolvimento do material silicone, desde o isolamento do elemento químico Silício pelo químico sueco Jöns Jakob Berzelius, em 1823, como matéria básica de sua composição, foi construída ao longo dos tempos por muitas cabeças com a contribuição de inúmeros pesquisadores. No início do século XX, em 1904, o químico inglês Frederic Stanley Kipping, considerado o pai da química dos silicones, preparou os primeiros cloro-organosilanos, moléculas precursoras do

silicone, porém, é com J. F. Hyde, em 1938 que se compreende o produto em relação à viabilidade econômica.

Por volta de 1940, o químico norte americano Eugene G. Rochow e o pesquisador alemão Richard Mueller desenvolveram simultaneamente e isoladamente um método de síntese de silicones em escala industrial, que se tornou conhecida como “Síntese de Mueller-Rochow”.

No período que se segue, no pós segunda guerra mundial, a importância do silicone justifica a comercialização mundial e no Brasil. A primeira fábrica de emulsão de silicone é instalada em 1956, no Estado do Rio de Janeiro, na baixada fluminense.

Nas décadas de 70 e 80, uma gama variada de produtos de silicone é desenvolvida no mundo inteiro. A matéria prima básica é produzida pela primeira vez no Brasil, promovendo o desenvolvimento de laboratórios nacionais para adequar o silicone às condições brasileiras. Os anos noventa e dois mil trazem no seu bojo a alta tecnologia, diversificando a utilização do produto silicone, conferindo a ele lugar de destaque na economia mundial, representando um dos maiores setores econômicos em movimentação de recursos.

2.4 Produção Mundial dos Silicones

Os silicones representam, hoje em dia, um mercado que movimenta bilhões de dólares anuais, regido por milhares de patentes e, portanto, disputadíssimo. Os países detentores dessas patentes, ou produzem em escalas menores em países

estratégicos, conforme a demanda, ou simplesmente distribuem os seus produtos pelo mundo. Os produtores mundiais organizam-se em comissões sediadas basicamente nos EUA, Europa e Japão. Para gerenciar as demais comissões, foi criada a Global Silicones Council (2007).

Figura 2.2 - Distribuição geográfica das Comissões (Comissão Européia do Silicone)

A Comissão Americana é chamada Silicones Environmental, Health and Safety Council of North America (**SEHSC**)¹, e ela representa mais de 90% da produção americana. Seus membros são :

- Clariant LSM (Florida), Inc
- Degussa Corporation
- Dow Corning Corporation
- Momentive Performance Materials
- Bluestar Silicones

¹ www.sehsc.com

- Shin-Etsu Silicones of America
- Wacker Silicones, A Division of Wacker Chemical Corporation

A comissão Européia, Centre Européen des Silicones **(CES)**², reúne e disciplina a produção de Silicone no continente Europeu. As empresas participantes são:

- Bluestar Silicones.
- Degussa.
- Dow Corning.
- Momentive Performance Materials.
- Shin-Etsu Silicones.
- Wacker Silicones.

A comissão Japonesa, fundada em 1967, é a associação que representa as empresas que fabricam e vendem produtos feitos com silicones no Japão e, se chama Silicone Industry Association Of Japan **(SIAJ)**³

A empresa chinesa de nome China National Blue Star Corporation, adquiriu a Rhodia Silicones, formando-se a Bluestar Silicones, em fevereiro de 2007, e é a maior fornecedora de manufaturados de silicone em todas as regiões do planeta (Blue Star Silicones).

No Brasil, a comissão de fabricantes é composta por três grandes produtores mundiais: Dow Corning, Bluestar Silicones e Wacker Silicones(Abiquim).

² www.silicones.europe.com

³ <http://www.globalsilicones.org/index4.html> 2007 Mar 2007])

2.5 Métodos de Produção de Silicone

Figura 2.3- Ilustração da estrutura do silicone-grade (ABIQUM)

O processo de produção de silicone é descrito de forma clássica, em quatro etapas: (HARADA, 2005).

1. Produção de clorosilanos, pequenas moléculas que formam as ligações nas cadeias poliméricas.

2. Hidrólise e policondensação desses clorosilanos que dependendo do processo utilizado, geram óleos, gomas ou resinas.
3. Preparação de misturas físicas e químicas, para permitir que o produto adquira as propriedades e texturas desejáveis
4. Processamento final (cura e secagem), que ocorre quando o produto é aplicado ou processado.

O autor refere haver vários métodos para a produção dos intermediários de clorosilano, incluindo o método de Grignard, o processo direto Rochow, o método de adição de olefina, o método de condensação de sódio e outras técnicas de rearranjo. através da hidrólise e policondensação dos clorosilanos, formam-se os produtos básicos de silicone: óleos, gomas e resinas. Neste texto, o autor descreve os óleos e gomas como sendo compostos de cadeia linear que podem ser reativos ou não-reativos. Quando os compostos têm consistência fluída, são considerados óleos. Quando sua viscosidade aumenta a temperatura de solidificação, são considerados gomas. Os óleos são obtidos com a hidrólise de diclorosilanos puros. Num estágio posterior, óleos e gomas podem ainda ser submetidos a processos físicos e químicos.

Já as resinas são descritas pelo mesmo autor como materiais que possuem uma estrutura ramificada formando redes moleculares, obtidas pela hidrólise de uma mistura de diclorosilanos e triclorosilanos que são adicionados aos solventes, para evitar que a mistura geleifique. A policondensação de pré-polímeros é realizada através de catalisadores. A adição de terminadores de cadeia permite que o fim da cadeia do polímero seja desativado e produza óleos não reativos. Para preparar certos produtos de silicone com propriedades específicas, algumas vezes é

necessário modificar os grupos CH_3 (não reativos) que estão, inicialmente, ligados ao átomo de silício. É por esse motivo que esses grupos são parcialmente substituídos por outros não reativos ($-\text{C}_5\text{H}_5$) ou por reativos ($\text{CH}=\text{CH}_2$) em alguns casos, antes ou depois do processo de hidrólise. Estes silicones básicos são, então, processados de forma a se obter uma grande variedade de produtos de silicone, com variadas propriedades e texturas.

A Associação Brasileira da Indústria Química define o silicone como sendo essencialmente quartzos organicamente modificados e que para a síntese de silicone, é necessário juntar alguns materiais como: areia, carvão, petróleo/gás natural, pedras de sal, ar e água. O silicone cru é obtido de areia e carvão. O gás natural ou petróleo servem para a produção de metanol que é utilizado na produção de silicone. As pedras de sal sofrem eletrólise, com o auxílio de cloro (Cl), que é convertido em HCl . Um dos pontos interessantes de toda a cadeia de reações é a capacidade de conservação e aproveitamento de alguns produtos como HCl e o clorometano, diminuindo em muito o impacto ambiental resultante da produção de silicone.

Obtidos estes materiais inicia-se a produção de silicone através da conversão de metanol e HCl em clorometano (CH_3Cl). Este que será submetido à reação com o silício (Si) para formação de uma mistura de silanos puros (clorosilano), dentro da síntese de Mueller-Rochow.

Os silanos são uma família de produtos especiais muito próximos ao silicone. Têm baixo peso molecular, são incolores, voláteis e versáteis. Um dos grupos mais importantes são os organoclorosilanos tais como os metilclorosilanos e os diclorodimetilsilanos $(\text{CH}_3)_2\text{SiCl}_2$, fonte básica para a obtenção de formas de

fluídos, emulsões e borracha. Através da hidrólise, o diclorodimetilsiloxano é convertido em polidimetilsiloxano que são os silicones que utilizamos.

Síntese de Mueller- Rochow: reação básica na produção de silicones

diclorodimetilsilano em polidimetilsiloxano

(970)

A mesma associação descreve os silanos (SiH_{2n+2}), que são classificados como organosilanos, como sendo parentes muito próximos do silicone, assim como os metilclorosilanos e os diclorodimetilsilanos, fonte básica para a obtenção dos silicones em forma de fluídos, emulsões e borrachas.

Existem ainda os trimetilclorosilanos de onde se originam as resinas de silicone. O diclorodimetilsilano $(\text{CH}_3)_2\text{SiCl}_2$ é convertido em polidimetilsiloxanos, que nada mais são do que os silicones que estamos acostumados a trabalhar na odontologia.

2.6 Os Silicones HTV e RTV

Os silicones se diferenciam a partir dos produtos resultantes da hidrólise, processo de produção dos silanos e das ligações cruzadas que estabelecem,

também denominadas crosslinking, com radicais e reagentes de terminalização das cadeias:

- 1- Peróxido- inicia a cadeia através da formação de radicais livres, não necessitando de catalisador. Contém grupo vinil. **HTV**
- 2- Platina, paládio ou ródio- catalisadores necessários para as reações de crosslinking entre as moléculas e os grupos vinil. **RTV 2**
- 3- Tin condensação- dihidroxipolidimetilsilixano e ésteres do ácido silícico. **RTV1**

2.6.1 HTV-Vulcanização à quente

Silicone de uso industrial, de cura peróxida, totalmente dependente da temperatura. Tem grande liberação alcoólica como característica o que condiciona contração de vulcanização considerável. A cura peróxida é iniciada pela formação de radicais livres liberados pelo aumento da temperatura ou por exposição à radiação.

2.6.2 RTV - Vulcanização à temperatura ambiente

Os silicones de vulcanização à temperatura ambiente representam um grupo vastíssimo de produtos que têm neste material sua matéria prima. Os silicones

que utilizamos na clínica diária, como material de moldagem ou base de confecção de próteses faciais são dessa categoria.

Os RTVs diferenciam-se em função do agente catalisador utilizado e as ligações cruzadas que realizam e são assim designados de RTV1 e RTV2.

2.6.2.1 RTV 1 – monocomponente

O RTV 1 tem como característica ser monocomponente e utiliza como agentes catalisadores dibutiltin dilaurato e dibutiltin octoato promovendo a reação de certos carbonos dos dihidroxipolidimethilsiloxanos e ésteres do ácido silícico, desencadeados pela exposição à umidade do ar. A reação inicia-se na superfície e caminha para dentro do mesmo, independente se aplicado ou na embalagem

2.6.2.2 RTV 2 – Silicone bicomponente

O RTV 2 caracteriza-se por utilizar metais de platina, paládio ou ródio em complexas moléculas como agentes catalisadores entre outros. O RTV 2 pode sofrer cura por condensação ou por adição, na dependência do processo e pelo tipo de ligações que forma com radicais de carbono. A cura desses materiais acontece à temperatura ambiente, porém outros catalisadores do tipo piridina, benzonitrile ou benzotriazole permitem que ela aconteça também à quente (KIRK-OTHEMER, 1970).

- cura por condensação

A mistura entre os componentes pode ser variada, dentro de limites. Os agentes catalisadores dibutildilaurato e o dibutiltinooctoato de ligações cruzadas estão presentes nos dois componentes, catalisando a reação entre o dihidroxipolidimetilsiloxano e ésteres do ácido silícico. Tem a cura acelerada pela presença de água e a taxa de cura é independente da temperatura, até certos limites. Apresenta contração de cura pela liberação de álcool. Pode sofrer reversão a temperaturas superiores a 80° C. Conservam-se sem requintes de refrigeração.

- cura por adição

A mistura dos componentes é fixa não devendo ser alterada. O agente de ligação cruzada (H- Siloxane) presente no componente 1 e os compostos catalisadores encontram-se no componente 2. A cura pode ser prejudicada por compostos de enxofre, talco etc. A taxa de cura é fortemente dependente da temperatura, acelerando consideravelmente o período de vulcanização e praticamente não sofrem contração depois de curados. Não podem ser revertidos após processado e conservam-se por mais tempo viáveis se mantidos sob refrigeração.

2.7 A Sudorese Humana

O organismo humano tem o seu funcionamento restrito à estreita margem, no que tange à temperatura interna. Toleramos o resfriar extremo com maior facilidade do que suportamos pequenos acréscimos de temperatura, ainda que por pouco tempo. Controlar a temperatura interna contra o superaquecimento através da troca de calor com o meio externo, requer sofisticado mecanismo corpóreo que se vale das grandes perdas de energia envolvidas no processo de evaporação das gotículas de suor secretadas pelas glândulas sudoríparas da pele. Temos pouca tolerância ao superaquecimento, ainda que dure pouco tempo.

Segundo estudos antropológicos evolucionistas é o simples, comum e velho suor que fez dos seres humanos o que são hoje. Pesquisadores afirmam que sem as glândulas sudoríparas espalhadas pelo resfriados com o suor, ainda estaríamos cobertos pelos pêlos grossos de nossos ancestrais, vivendo como macacos (JABLONSKI e CHAPLIN, 2002).

O suor humano é um líquido claro, incolor, de sabor salgado, de odor desagradável e com variações pouco expressivas segundo as regiões da pele. A sua densidade é de 1.003 a 1.008; o seu ponto de congelamento é de -0.24°C e o seu pH é normalmente ácido para neutro, exceto nas axilas, onde geralmente é alcalino, conforme afirma o fisiologista E. Gley, em texto base de 1936.

A sua composição média é de 98 a 99 % de água; de 0.6 a 1% de substâncias inorgânicas(0.5% de cloreto de sódio e indícios de sulfatos alcalinos e de fosfatos térreos) e de 0.3 a 1% de matérias orgânicas, 0.1% de uréia, indícios de proteínas e ácidos graxos voláteis e sebo. Ainda segundo o mesmo autor, em certas

patologias de função renal, verifica-se aumento expressivo na excreção de uréia pelas glândulas sudoríparas da pele assim como, em situações de extremo esforço, a concentração de cloreto de sódio equivale a 5g/l de suor. A secreção das glândulas sudoríparas é controlada pelo sistema nervoso simpático, através de fibras colinérgicas.

2.8 A Excreção Cutânea

Ainda segundo o fisiologista, o suor é um líquido hipotônico, produzido por glândulas sudoríparas da pele, cuja secreção é controlada pelo sistema nervoso simpático, através de fibras colinérgicas. Em condições normais, um homem adulto elabora de 100 a 500 ml de suor nas 24 horas. A perspiração insensível é de 450 a 1050 ml/24 horas, considerando-se toda a superfície da pele. Somando-se os dois volumes, teremos uma perda de líquidos equivalente à diurese renal. A acetilcolina e a pilocarpina são estimulantes da sudorese e a atropina inibe a sua secreção. Sob condições de trabalho exagerado, superaquecimento, a produção de suor pode chegar a 1 ou 2 litros por hora. Um exercício violento pode determinar a perda de até 4 litros de suor por hora, acarretando uma perda de sais, especialmente de cloreto de sódio de 3g a 5g por hora. Considerando a ponderável massa de água envolvida, e o elevado valor do calor latente de evaporação da mesma (575 Kcal/Kg, a 37 graus C), compreende-se a relevância do papel desempenhado pela transpiração cutânea no metabolismo hídrico e na termo regulação do organismo.

2.9 Composição Química do Suor

Componentes: gramas por cento

Água _____ 99.2-99.6

Sólidos _____ 0.4 - 0.8

Componentes: gramas por cento

Substâncias orgânicas _____ 0.13 - 0.29

Nitrogênio total _____ 0.054 - 0.16

Nitrogênio não protéico _____ 0.23 - 0.094

Nitrogênio uréico _____ 0.017 - 0.038

Nitrogênio amoniacal _____ 0.0055

Nitrogênio amínico _____ 0.005

Nitrogênio creatinínico _____ 0.001

Nitrogênio purínico _____ 0.00005

Glicose _____ 0.006

Fenóis _____ 0.005

Ácido láctico _____ 0.15

Ácido úrico _____ 0.0002

Ácido cítrico _____ 0.0002

Cinzas _____ 0.144 - 0.566

Cloretos (Cl) _____ 0.070 - 0.346

Fosfatos (PO₄) _____ 0.025

Sulfatos _____ 0.004 - 0.006

Sódio _____ 0.075 - 0.250

Potássio _____ 0.017

Cálcio _____ 0.007

Magnésio _____ 0.001

Fonte: Gley (1936)

2.10 O Silicone e sua Aplicação na Prótese Buco Maxilo Facial

Bulbulian (1945) considerou que um bom material restaurador para próteses faciais deve ter compatibilidade com os tecidos moles, de forma a não causar compressão ou ulceração que resulte em desconforto para o paciente pelo seu uso. Deve ter maciez e flexibilidade compatíveis com a pele humana para acomodar-se à cinética dos movimentos da face, sem se deslocar nem comprimir os tecidos. Não deve ter um peso considerável a fim de que possa reter-se sobre a região sem sofrer deslocamentos. Ser bom isolante térmico evitando trocas de calor com a pele, ter capacidade de ser amoldável com facilidade, de fácil manipulação e previsibilidade de resultados, ter características de opacidade para mimetizar a pele e evitar transparências, não sofrer alteração das propriedades físicoquímicas quando expostos a fatores exógenos do tipo radiações solares, variação de temperatura brusca, poeira ou desidratação e endógenos como a saliva e o suor, mantendo suas propriedades inalteradas por um bom tempo de uso da peça e ser de fácil reprodução de nova prótese quando houver a necessidade e ainda ser de fácil manejo na higienização pelo paciente. Não representar custo proibitivo, bem como ser de fácil aquisição são requisitos de um material ideal.

Goldberg, Craig e Filisko (1976) trabalharam com o conceito de resistência superficial ao rasgamento, tendo analisado seis tipos de elastômeros diferentes, todos com baixo valor de módulo de elasticidade. Foram utilizadas quatro amostras de poliuretano e duas amostras de silicone com indicação para prótese facial disponíveis no mercado. Os resultados obtidos por eles destacaram os poliuretanos como mais resistentes, com parâmetros que variaram entre 8,49 a 50,0 erg/cm quadrado enquanto que os silicones variaram entre 0.63 a 6.56 erg/cm quadrado de onde concluíram que o silicone é menos resistente ao rasgamento superficial que os poliuretanos.

Lontz e Schweiger (1978) orientaram uma pesquisa internacional com protesiólogos que se dedicam a reconstrução facial, sobre os materiais de maior utilização, vantagens e desvantagens de cada um deles, métodos de caracterização das próteses e que qualidades teria um material ideal. Os resultados da pesquisa indicaram que a maioria dos especialistas usa Silicones RTV vulcanizados à temperatura ambiente, a caracterização predominantemente é a intrínseca, utilizando pigmentos vegetais secos e pigmentos usados pelos artistas plásticos. Concluíram que há necessidade de pesquisas acerca de materiais para utilização em prótese faciais.

Koran et al. (1979) trabalharam com inclusões de onze pigmentos minerais utilizados em Prótese Bucal Maxilo Facial, branco, marrom claro, marrom escuro, marrom avermelhado, azul, preto, laranja claro, amarelo alaranjado, terra de sombra, vermelho e amarelo. Utilizaram silicone do tipo RTV como massa de inclusão ou corpo de prova. Com auxílio de software para calibrar e mensurar os níveis de reflectância dos pigmentos, submeteram os corpos de prova a 900 horas de radiação com luz de xenon, de 2500 W e molhados com spray por 18 minutos, a

cada 102 minutos. A umidade relativa do ar foi mantida a 90 por cento e a temperatura entre 43 e 63 graus centígrados. Os resultados obtidos pelo autor mostraram alterações muito pequenas de cor para os pigmentos estudados.

Yu e Koran (1979) ressaltam que as propriedades físicoquímicas, as características mecânicas e a capacidade de manter a cor são as principais características que os protesiólogos buscam em um bom material de escolha para para a confecção de próteses faciais. O material que é usado para substituir tecidos faciais perdidos, deve reproduzir as características dos mesmos e ainda oferecer estética e naturalidade, especialmente quanto à textura. Materiais com características elastoméricas e aspecto compatível com a pele tornaram possível a fabricação de próteses faciais estéticas e duráveis. O propósito deste estudo foi investigar o efeito de várias temperaturas de processamento nas propriedades mecânicas e a característica colorimétrica de um silicone usado para a confecção de próteses faciais. Sugere fortemente que as características mecânicas desses materiais são muito dependentes da temperatura durante o processo de cura do material, sugerindo ainda a adoção de um protocolo pelo clínico, adequando-se às utilizações e indicações.

Udagama e Drane (1982) descreveram o silicone como o mais comumente usado em prótese facial, dentre todos os outros materiais indicados para esse fim, o uretano PVC, o silicone e a resina acrílica. Os autores trabalharam com o silicone da marca Silastic tipo A, uma mistura de metiltriatóxisilano e silicone e notaram vantagens clínicas e biológicas desse material em relação ao uretano PVC e à resina acrílica como indicação para confecção de prótese facial.

Kouyoumdjian, Chalian e Moore (1985) avaliaram as propriedades físicas do silicone RTV MDX 4-4210 na formulação original comparando-o à performance de misturas que sofreram diferentes adições do silicone 360 MF, em proporções de 5%, 10% e 15%, submetendo as amostras aos ensaios mecânicos de resistência à tração, alongamento de ruptura (ASTM D412), resistência ao rasgamento (ASTM D624) e dureza Shore A (ASTM D2240). Os valores obtidos pelas amostras do silicone RTV sem adição apresentaram-se superiores aos do silicone modificado com 5%, 10% e 15% do silicone 360 MF, com exceção da dureza, resistência ao rasgamento, alongamento e ruptura que se mantiveram no padrão standard, a resistência à tração ficou abaixo dos valores aceitados.

Wolfaardt, Chandler e Smith (1985) desenvolveram um novo silicone para uso em prótese facial denominado Cosmesil, disponibilizado em duas consistências diferentes, uma densa e outra soft. Os estudos comparativos realizados avaliaram as propriedades mecânicas do material desenvolvido com as dos silicones: Silastic 382, Silastic 399 e Silastic MDX4-4210, todos da Dow Corning USA e um silicone denominado Silskin England. Os resultados obtidos revelaram algumas vantagens do material Cosmesil. Os autores consideram que por apresentar-se em duas consistências, apresentou resultados superiores na solicitação à dureza. Nos demais ensaios realizados, resistência ao rasgamento, alongamento e ruptura manteve-se na média dos valores totais, concluindo que o Cosmesil é um excelente material para indicação em prótese facial.

Udagama, (1987) reviu extensa gama de materiais indicados para confecção de próteses faciais e concluiu que, os uretanos, PVC, resinas acrílicas e o silicone representam um consenso entre os protesiólogos para este fim. Afirma que

cada material possui vantagens e desvantagens e que o material ideal ainda está por ser desenvolvido através de pesquisas.

Rode, Dutra e Matson (1987) pesquisaram os silicones de moldagem com finalidade protética intra-oral, para confecção de próteses fixas. Afirmaram que a moldagem, apresentava uma cópia fiel em negativo da região que se queria copiar. Classificaram os materiais de moldagem em elásticos, aqueles que sofrem deformações, porém não permanentes, e os anaelásticos, que não se deformam. Os representantes do primeiro grupo são os hidrocolóides e os elastômeros. Os do segundo grupo são: a godiva, a pasta zinco enólica e o gesso solúvel. Afirmaram que os elastômeros são materiais à base de borracha, que se apresentam sob diversos tipos de acordo com seus componentes. Os que contêm polissulfeto são chamados de mercaptanas, outro silicona e um outro poliéter. As siliconas podem ser de condensação, sob a forma de pasta e líquido catalizador e em duas pastas. O tempo de trabalho é de 3 a 4 minutos e o modelo deve ser obtido sem demora, devido à grande contração do material. As siliconas por adição são também conhecidas por polivinilsiloxanos, e se diferem das por condensação pelo catalizador utilizado, sal de platina e, desta maneira, não tem subproduto na reação. Este aspecto lhe confere estabilidade dimensional maior que a por condensação, aumenta o tempo de trabalho, 5 a 6 minutos, e pode sofrer metalização. Os poliéteres são indicados pelos autores para moldagens de pequenas áreas. Estes têm um tempo menor de trabalho e são mais retentivos. Sugerem ainda como melhor material para moldagem, as siliconas de adição.

Pamenius e Ohlson (1987) realizaram um estudo com três elastômeros fabricados pela Pexiglass, testando-os em máquina universal de ensaios. Neste estudo, os autores experimentalmente expuseram os três materiais ao meio bucal,

por meio de moldagem intraoral. Avaliaram posteriormente as propriedades mecânicas concluindo que, apenas o conhecimento das propriedades elásticas não é suficiente para proceder-se à classificação dos materiais, mas principalmente a finalidade e o meio de aplicação.

Farah et al. (1988) avaliaram as propriedades mecânicas do adesivo médico Silastic tipo A metilsiloxano triacetoxi, misturado ao silicone MDX 4-4210 os resultados obtidos apontaram para uma diminuição da dureza Shore A, módulo de elasticidade e resistência à tração, diferentemente dos obtidos nos ensaios de solicitação ao alongamento e ruptura e a resistência ao rasgamento que sofreu incremento. A proporção adotada da mistura foi de 50% de Silastic adesivo tipo A e 50% Silicone MDX4-4210 indicando o material para este fim.

Carvalho (1989) conduziu um estudo sobre as propriedades físicas de dois silicones para confecção de próteses faciais; Facsil L, Facsil R, comparando-as com as de um silicone de origem americana, o MDX 4-4210 e com uma resina resiliente brasileira Rapidaflex. O autor avalia alteração dimensional, dureza Shore A, alongamento de ruptura, resistência à tração ou tensão de ruptura e resistência ao rasgamento. Os corpos de prova foram envelhecidos artificialmente. Concluiu que os silicones Facsil L e Facsil R apresentam resultados inferiores ao Silastic MDX 4-4210, material que mais se aproximou dos níveis ideais, não os excluindo, entretanto, do rol dos materiais indicados para uso em prótese facial. A resina resiliente Rapidaflex apresentou desempenho inferior nos ensaios mecânicos realizados em relação ao MDX 4-4210.

Maas et al. (1990) avaliaram as respostas macroscópicas e clínicas de alguns materiais aloplásticos usados em cachorros, para aumentos no contorno ósseo facial. Os materiais estudados foram o Proplastã (carbono

politetrafluoretileno), Medporã (polietileno poroso de alta densidade), Supramid (malha de poliamida) e enxerto autógeno de costela. Os autores implantaram esses materiais, diretamente no osso, sem periósteo, em regiões de proeminência maxilar, dorso nasal e mento. Os implantes colocados na região maxilar, dois, de Proplastã, mostraram estabilidade junto ao tecido mole. O Medporã apresentou melhores resultados, sendo quatro implantes estáveis ao osso adjacente e dois junto ao tecido mole. Os implantes de silicone Silastic, apresentaram boa estabilidade no que tange ao tecido mole e os implantes de costela foram reabsorvidos. Na região do dorso nasal, os implantes de costela tiveram melhor desempenho, sendo cinco estáveis ao osso adjacente e um estável aos tecidos moles. Os implantes de Supramid apresentaram dois estáveis ao osso adjacente e quatro estáveis aos tecidos moles. Nenhum implante foi perdido ou absorvido. Na região de mento, o de Silastic e Proplastã apresentou mobilidade, porém nenhum foi perdido. Diferente dos demais, os implantes de Silastic, histologicamente, apresentavam cápsula fibrosa acelular não aderente.

Sanchez et al. (1992) estudaram as propriedades físicas de dois elastômeros de indicação para confecção de próteses faciais, o MDX 4-4210 e um material novo, o UM-2186 também tendo como base o polidimetilsiloxano. As propriedades que foram investigadas neste estudo foram a resistência à tração, ao alongamento e ruptura, à resistência ao rasgamento e dureza Shore A, propriedades selecionadas pela importância clínica relacionadas com a durabilidade e a funcionalidade das próteses faciais. Os resultados obtidos mostraram que o material novo, o UM-2186 teve melhor desempenho nos quesitos resistência ao rasgamento e resistência à tração e ainda porcentagem maior de alongamento de ruptura sendo considerado também pelo estudo, como o mais semelhante à pele humana, o que

levou os autores a concluir que este material é mais indicado para a confecção de próteses faciais, representando melhor opção em relação ao MDX 4-4210.

Andreopoulos, Polyzois e Evangelatou (1993) avaliaram as propriedades mecânicas de um silicone de utilização na confecção de próteses faciais, reforçadas pela inclusão de quantidades variadas de pó de sílica. Os autores referem ser de grande importância a obtenção de bordas de terminação finas e em ângulo tal que promovam uma melhor adaptação da prótese facial à pele do paciente e para tal, ressaltam ser de igual importância a manutenção das propriedades mecânicas do silicone nas finíssimas bordas da prótese. Realizaram testes de resistência à tração em amostras do silicone com adições crescentes de pó de sílica, até o limite de 35% em peso. Relataram nos resultados a melhora no ângulo de contato das próteses com o tecido, aumento da resistência à tração e do alongamento e ruptura, apresentando uma melhora das qualidades citadas à medida que aumentava a quantidade de pó de sílica misturada ao silicone, até 35%. Concluíram que a resistência ao rasgamento apresentou o mesmo comportamento com o incremento do talco.

Sabóia et al. (1996), pesquisaram três marcas comerciais de silicone, submetendo corpos de prova padronizados a testes de: alteração dimensional; alongamento e ruptura e resistência à tração ou tensão de ruptura, após as misturas, previamente estabelecidas para cada material de Silastic 4-4210, de procedência norte americana, procederam-se os testes. Os testes de alteração dimensional foram realizados a partir de 8 corpos de prova para os materiais originais e 8 para as misturas de silicones acéticos com Silastic. Os corpos de prova foram colocados em uma prancha, sob certas condições atmosféricas e medidos os seus comprimentos antes e após dez dias, quando foram anotados os resultados. Os testes de

alongamento e ruptura e resistência à tração foram realizados segundo a norma ABNT-MB-57-CP modelo F52 (1968). As conclusões a que os autores chegaram foram que, os silicones acéticos estudados, em estado original, apresentaram comportamentos semelhantes entre si, porém com resultados inferiores aos obtidos com o Silastic. Os silicones que receberam entre 75% a 50% de mistura têm suas propriedades alteradas, podendo ainda ser aplicado em próteses que não solicitem grande resistência. Já os silicones que receberam mistura de 25% de Silastic, receberam apenas a indicação para preenchimento de partes volumosas das próteses. A alteração dimensional final foi considerada desprezível para o limite de até 50% de mistura.

Sclafani, Romo e Silver (1997) avaliaram o comportamento clínico e histológico de implantes de polietileno poroso após exposição. Utilizaram para tal, doze ratos, nos quais foram implantados três segmentos de polietileno e um segmento de silicone sólido (silastic). Os animais foram então divididos em três grupos de quatro. O grupo I sofreu exposição dos implantes em dois dias, o grupo II, após sete dias e o grupo III após quatorze dias. Um implante de polietileno de cada animal não foi exposto para servir de controle histológico. Após sete dias de exposição, um implante de silicone e outro de polietileno de cada animal, recebeu um enxerto epitelial. Os resultados obtidos mostraram que no grupo I, todos os implantes de silicone experimentaram extrusão e total fracasso dos enxertos epiteliais, e os implantes de polietileno apresentaram-se com melhor aderência aos tecidos vizinhos, porém apenas dois tiveram boa cicatrização do enxerto. No grupo II observou-se a extrusão de todos os implantes de silicone e fracasso dos enxertos, e apenas dois implantes de polietileno suportam o enxerto acompanhado da cicatrização da ferida. O grupo III apresentou completa cicatrização das feridas dos

implantes de polietileno e total sucesso dos enxertos epiteliais e dois implantes de silicone não sofreram extrusão. No aspecto histológico, os implantes de polietileno não expostos apresentaram crescimento tecidual fibroso, os implantes de polietileno expostos mostraram completa reepitelização da área exposta e os implantes de polietileno que receberam enxerto epitelial apresentaram sucesso do enxerto e crescimento fibrovascular. Com base na performance de cada material, os autores concluíram ser o polietileno superior ao silicone.

Sabóia et al. (1997), avaliaram a dureza “shore A” e a resistência ao rasgamento de alguns silicones acéticos modificados, para uso em prótese facial. As misturas individuais dos silicones acéticos com Silastic MDX 4-4210 foram feitas nas proporções seguintes: grupo 1- 75% de silicone acético e 25% de Silastic; 2- 50% de silicone acético e 50% de Silastic; 3- 25% de silicone acético e 75% de Silastic. Foram feitos corpos de prova a partir de gabarito metálico para os testes. Para a obtenção dos resultados da dureza “shore A”, seguiram-se as normas ASTM D 2240-81, 1983. Para os ensaios de rasgamento, seguiram-se as normas ASTM D 624. As conclusões a que os autores chegaram são que, os silicones acéticos estudados, em estado original, apresentam comportamentos semelhantes ou bem próximos ao do Silastic MDX 4-4210. Os silicones misturados ao Silastic, nas proporções de 75% e 50%, apresentaram diminuição na dureza e na resistência ao rasgamento, contudo, indicam o material para utilização em prótese facial, quando a resistência não for essencial. Já os misturados na proporção de 25% ao Silastic não são indicados pelos autores para utilização em próteses faciais.

Polyzois e Pettersen (1998) estudaram as propriedades físicas e mecânicas bem como as características de citotoxicidade de dois silicones RTVs, de vulcanização à temperatura ambiente, o Silskin 2000 e o Elastosil M3500. As

propriedades investigadas foram a resistência à tração, o alongamento e ruptura, o módulo de elasticidade, a resistência ao rasgamento, a dureza e a estabilidade cromática, qualidades requeridas de um material para indicação na confecção de próteses faciais. Os resultados dos testes realizados afirmam que o silicone Elastosil M3500 conjuga maior resistência ao rasgamento, alongamento de ruptura e baixa dureza, quando comparado ao Silskin 2000. Os dois materiais demonstraram baixo índice de citotoxicidade

Silva et al. (1998), estudaram as reações histológicas de silicones e silicones revestidos com hidróxiapatita, para inclusões subcutâneas em dorso de roedores. Selecionaram vinte e uma ratas, posteriormente sacrificadas, após espera de uma seqüência cronológica a saber: 7, 14, 21, 30, 60, 90 e 120 dias. Os resultados demonstraram que, os corpos de prova em silicone apresentaram reação inflamatória e formação de cápsula fibrosa, enquanto que, os corpos de prova revestidos com hidróxiapatita, apresentaram áreas focais de tecido conjuntivo em formação tipo trabeculado entre os cristais, o que levou os autores a concluir que estes, são mais biocompatíveis, indicando-o para prótese interna.

Lai e Hodges (1999) compararam as propriedades físicas do silicone A-2186 processadas e curadas em modelos gesso pedra odontológico e modelos de aço, conjugando variações como acréscimo de aditivos e condições de cura do material. As amostras foram submetidas a testes de dureza, resistência à tração ou tensão de ruptura, alongamento de ruptura e resistência ao rasgamento e os resultados foram submetidos à análise de variância ANOVA. Concluíram que a dureza, a tensão de ruptura e o alongamento do silicone curado em moldes de gesso pedra dental, adicionado de uma pequena quantidade de um pigmento, kaolim e fibra rayon, reduz a dureza, a tensão de ruptura, o alongamento de ruptura e a resistência ao

rasgamento. Assinalam também que durante o processo de confecção das próteses faciais a cura dos silicones é inibida por restos e impurezas, implicando também alterações das propriedades físicas. Afirmam que os moldes de gesso pedra e ou metalizados sujos, podem originar dados diferentes, concernentes às características mecânicas e cromáticas do material.

Haug, Moore, Andres (1999) testaram três tipos de silicone e cinco tipos de pigmentação, quais sejam, corantes minerais, fibras acrílicas, tinta à óleo para pintura, caolim e pintura cosmética. Foram feitos um total de 540 corpos de prova, divididos em três grupos, sob condições diferentes, comparados a grupo controle de um mês de fabricação, em duração de seis meses de estudo. Concluíram que a adição de corantes influíu nas propriedades físicas do material e que os silicones não apresentaram características de estabilidade dimensional, conforme expectativa, bem como os elementos responsáveis pela pigmentação.

Polyzois (1999) estudaram o comportamento de um adesivo médico, Silastic tipo A -metilsiloxano triatóxi misturado a silicone e destacaram algumas propriedades físicas que foram melhoradas ou otimizadas, através de duas técnicas sugeridas para o processo de vulcanização, tanto no aspecto biológico de aceitação ao meio de aplicação, clinicamente e no que tange às propriedades mecânicas para utilização em prótese facial porém, ressaltando como resultados mais desfavoráveis os que se referem à biocompatibilidade e aceitação tecidual, discutindo a necessidade de aprimoramento dos materiais e a realização de mais estudos.

Reisberg (2000) estudou as disfunções craniofaciais em fissurados de lábio e palato e os portadores de microtia ou anotia, as possibilidades cirúrgicas e as complementações protéticas. No que se refere às disfunções craniofaciais- microsomia hemifacial, microtia ou outras condições onde a cirurgia plástica

reconstrutora não pode ser realizada, a reconstrução protética com utilização de implantes osseointegrados como sistema base de retenção, além de efetivamente reterem a prótese em posição, sem necessitar de adesivos sobre a pele, ainda eliminam o problema da reposição da peça pelo paciente, uma vez que a prótese auricular exige posicionamento tridimensional, representando um fator de dificuldade para o paciente (visão bidimensional e enantiomorfia ao espelho). Ele sugere a colocação de dois a três implantes na região auricular, a espera de três meses, para que a osseointegração ocorra, a confecção de uma barra em ouro, sobre os implantes e a prótese auricular, em silicone, com estrutura de resina acrílica interna, onde se fixam os clips, também em ouro. O autor considera que seja esta a melhor condição para se obter estética e funcionalidade. Além disso, o manejo diário pelo paciente é simples e a higienização simples.

Polyzois et al. (2000) avaliaram o comportamento de corpos de prova de silicone em testes laboratoriais para avaliação da variação colorimétrica, da resistência ao estiramento e da dureza do material, após submersão em três soluções simuladoras das secreções da pele humana, a saber: solução alcalina, pH 8, solução ácida, pH-5,5 e uma terceira solução simuladora do sebo, basicamente formada por ácidos palmíticos e linolêicos. Os autores fizeram simulação correspondente a um ano e meio de uso normal de uma prótese facial e observaram decréscimos desprezíveis dos valores obtidos nos ensaios mecânicos realizados mínimos nas propriedades mecânicas do silicone utilizado e concluíram que o silicone grau médico utilizado é indicado para confecção de próteses faciais.

Gregory, Arne e Anette (1994) estudaram o comportamento de amostras de silicone da marca comercial Epsil, utilizado em prótese facial, submetendo-as a ensaios mecânicos para avaliação das propriedades físicas, após envelhecimento

do tipo imersão, durante seis meses, em soluções simuladoras de sebo. Foram avaliadas as propriedades mecânicas através da realização de testes de tensão de ruptura e alongamento e dureza. Terminado o período de envelhecimento as amostras foram pesadas e avaliadas colorimetricamente, obedecendo cronograma de 5, 10, 15 e 30 dias de observação findos os quais, realizaram-se os ensaios mecânicos propriamente ditos, segundo as normas da ASTM D-2240. Os autores observaram aumento de peso das amostras, provocado pela embebição pelas porosidades microscópicas do silicone, alteração cromática relacionada com a umidade dos fluídos e melhora dos resultados dos testes mecânicos, sugerindo que a embebição não alterou as propriedades físicas do silicone. Concluem que as próteses faciais confeccionadas neste material podem manter-se por um ano e meio sem sofrer alterações de suas propriedades físicas, ao contrário, preservando-as. Notaram alteração discreta de cor pela umidade dos fluídos e melhora nas propriedades físicas, devido ao fato de que os fluídos sebosos colaboram na manutenção das borrachas de silicone, mantendo suas propriedades quase intactas.

Volpato e Santos (2001) apresentaram um Sistema de Reprodução Facial (Sistema Kalco Zhermack, Badia Polisini, Itália) que fornece ao técnico de laboratório referências tridimensionais essenciais do tecido mole, lábio, gengiva e rosto do paciente em silicone pesado. Os autores realizaram a moldagem facial com alginato com a utilização de uma moldeira, e o paciente foi orientado a manter o sorriso natural. As arcadas dentárias foram moldadas para a montagem em articulador. O garfo oclusal plástico foi adaptado aos modelos com o registro da mordida do paciente em silicone pesado, para servir de orientação e, uma vez estabilizado, foi reposicionado junto à impressão facial. Este garfo foi levado à boca deixando um espaço entre o escudo acoplado nele representado pela moldeira e pela face do

paciente. O alginato foi levado nesta moldeira, orientada pelo garfo, que moldou a área externa. Após a moldagem facial o garfo foi separado da moldeira. O modelo facial foi feito em silicone. Após o tempo de presa total do silicone e para separá-lo do molde, recortaram o excesso de material entre lábios, obtendo-se uma réplica tridimensional dos tecidos moles, lábios, gengiva e dentes. Consideraram que o silicone é o material indicado para confecção de moldes e modelos além de integrar-se em protocolos de moldagem, conjugado a outros materiais.

Antoniazzi et al. (2002) verificaram a utilização de vários materiais empregados em prótese buco maxilo facial. Analisaram o vitalium cirúrgico para reconstrução em perda de mandíbula; implante de hidróxiapatita de cálcio para atrofia mandibular; a biocompatibilidade dos metais; biomateriais tipo Proplastã, Medporã, Silastic, Supramid e enxerto autógeno de costela comparados histologicamente; numa visão de microscopia eletrônica, implantes de hidróxiapatita; lâmina de titânio, para analisar a função osteocondutora; ligas metálicas; silicone para confecção de prótese facial; utilização experimental de casca de ovo de avestruz como substituto natural do osso e implante de titânio como eleição entre os materiais biocompatíveis.

Jablonski e Chaplin (2002) pesquisaram a evolução humana, sob a óptica da antropologia, o homem primitivo e suas migrações pelas mais variadas regiões do planeta, enfrentando climas extremos e adaptando-se a eles. A autora refere-se ao famoso esqueleto de Turkana Boy, datado de 1,6 milhões de anos, onde se vêem indícios da evolução. A perda dos pêlos do corpo condicionou a necessidade de desenvolver capacidades para proteger a pele contra a excessiva radiação solar. Isto justificou o aparecimento de melanócitos, responsáveis pela produção de melanina assim como o aumento drástico de glândulas sudoríparas. Estas

representaram o eficiente condicionador da temperatura interna corporal que, através da evaporação do suor sobre a pele, resultam em grandes perdas de energia térmica, regulando a temperatura interna. A autora afirma que o desenvolvimento deste sistema representou um sofisticado meio de sobrevivência e afirma também que sem tantas glândulas sudoríparas para nos manter resfriados com o suor, ainda estaríamos cobertos de pêlos grossos, como os de nossos ancestrais.

Kukreja et al. (2002) analisaram a adição de óleo vegetal e carbono preto à massa de um silicone indicado para confecção de próteses faciais. Submeteram primeiramente os CPs do material modificado a testes mecânicos e consideraram que algumas propriedades físicas tais como, dureza e alongamento e ruptura apresentaram majoração nos valores de até 300% e decréscimo nos índices relativos à resistência ao rasgamento e tração. Outrossim, os CPs oriundos da mistura de óleo vegetal à massa de silicone apresentaram valores aumentados nos testes de resistência ao rasgamento e à tração ou tensão de ruptura e diminuídos nos testes de dureza e alongamento.

Aziz, Waters e Jagger (2003) avaliaram as propriedades físicas de cinco silicones comercialmente disponíveis e com indicação para confecção de próteses faciais, os quais contêm, na sua composição básica, o PDMS (polidimetilsiloxano-elastômero) e sílica. Foram realizados testes de dureza, resistência à tração ou tensão de ruptura, resistência ao rasgamento e absorção de água. Os silicones testados foram Cosmesil HC, Cosmesil St, Factor II, Prestige e Nusil. Os resultados mostram diferenças significativas entre as amostras analisadas. Os maiores valores relativos à resistência à tração ou tensão de ruptura obtiveram as amostras dos silicones Cosmesil HC, Factor II, e Nusil. Quanto à resistência ao rasgamento destacou-se o silicone Nusil. Nos testes de alongamento e ruptura destacou-se o

silicone Cosmesil HC. Nos de dureza, obtiveram maior resistência os silicones Cosmesil HC e Cosmesil St. E finalmente nos testes de capacidade de absorção de água, os maiores valores foram verificados nas amostras dos silicones Cosmesil St e Prestige.

Guiotti e Goiato (2003) avaliaram a influência do tempo de exposição ao meio ambiente e de pigmentação sobre a estabilidade dimensional e a manutenção de detalhes de próteses confeccionadas em dois tipos de silicones, o Silastic 732 RTV 2 de fabricação da Dow Corning e o Brascoved RTV 1, de fabricação nacional. Justificando-se pelo alto custo do silicone importado em relação à condição material da população e dificuldades de importação, os autores optaram pela comparação dos dois silicones, o Silastic 732 R.T.V 2, de indicação em prótese facial e o Brascoved RTV 1, silicone acético de fabricação nacional, desenvolvido para uso na indústria da construção civil, ambos a base de polidimetilsiloxano. Para a caracterização das próteses foram utilizados os pigmentos intrínsecos pó de maquiagem e um óxido de ferro. Para o estudo foram confeccionados CPs e divididos em três grupos: o controle (incolor), o pigmentado com maquiagem e o com óxido de ferro. Para a verificação de alterações dimensionais os autores utilizaram o microscópio comparador e para a análise de da reprodução de detalhes foi utilizada uma lupa estereoscópica. As leituras foram realizadas imediatamente, 30 e 60 dias após a vulcanização dos CPs. Os resultados mostraram que ambos os silicones apresentaram contração. O fator tempo influenciou, estatisticamente, na estabilidade dimensional do Silastic, após 60 dias, em todos grupos. Já para o Brascoved o fator tempo influenciou em todos os períodos e em todos os grupos. Para o silicone Brascoved, quando da adição do pigmento com óxido de ferro, foi o grupo em que houve mais contração, enquanto para o silicone Silastic a adição de pigmentos

contribuiu para a estabilidade dimensional do material. Os autores concluíram que o material Silastic é um bom material para prótese facial, não sendo afetado significativamente pelo tempo de exposição ao meio ambiente, e a pigmentação melhorou o seu comportamento.

Bellamy et al. (2003) desenvolveram um novo silicone com propriedades superiores, comparados a dois outros silicones usados em prótese buco maxilo facial, comercialmente disponíveis no mercado, o Factor II, A 2186 (Factor II Inc. Lake sid, Ca, USA) e Technorent Silicone Elastomer (Technovent Ltd. UK). Os autores submeteram amostras desse novo produto a testes de dureza, viscosidade, elasticidade e tensão de rasgamento. O resultado foi um silicone com maior resistência à ruptura, menor dureza e viscosidade comparável com os silicones comercialmente disponíveis que segundo os pesquisadores tem indicação específica em próteses faciais.

Miracca, Andrade Sobrinho e Tanaka (2004) trabalharam o conceito de prótese intraoral e óculopalpebral conjugadas, tendo como auxiliar de retenção magnetos, estrategicamente colocados. Os autores afirmam ser o diagnóstico do câncer bucal tardio, ou pelo menos não precoce, o grande responsável pelas maxilectomias extensas a que os pacientes se expõem. A falta de apoio, de retenção e de estabilidade dessa prótese dificultam muito o trabalho de reabilitação e estão diretamente ligados à presença ou não de dentes, à quantidade de tecido removido, estrutura óssea remanescente, qualidade da mucosa existente etc. Descorrem sobre a qualidade de vários tipos de ímãs, desde a sua primeira utilização, por volta de 1930, quando Ulhig descreveu o efeito repulsivo dos magnetos aplicados em próteses totais, onde verificava melhoras no quesito estabilidade. Concluíram que, são utilizados os de cobalto-samário e os de ferro-

boro-neodímio para a união e retenção dos componentes, associados ou não a implantes osseointegrados e também nas próteses faciais de silicone. Na descrição de um caso clínico, os autores conjugaram uma prótese parcial removível provisória, confeccionada um mês após a cirurgia, em resina acrílica, com a porção intracavitária oca, para diminuir o peso da peça. Após ajuste das próteses intra bucais, procedem a moldagem facial, na técnica de olho aberto, no intuito de facilitar a escultura da prótese facial. Após a inclusão da escultura em modelina, os autores partiram para a prensagem do silicone, previamente pigmentado na cor da pele do paciente, melanoderma, depois de tê-lo deixado em descanso por 24 horas, sem ativação, para eliminação de bolhas, transcorrendo mais 24 horas em mufla, sob temperatura ambiente. A prótese obturadora foi confeccionada com dois magnetos em sua porção mais alta, na face vestibular e próximo à região infra-orbitária. A prótese óculo-palpebral foi montada da mesma maneira, com a localização dos magnetos na região correspondente da prótese intra bucal. Os autores afirmam que não tiveram problemas de retenção.

Harada (2005) sugere que a estabilidade térmica é, de longe, a maior qualidade dos silicones, que na maioria dos casos, podem ser usados a temperaturas entre $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$ e $250\text{ }^{\circ}\text{C}$, sem sofrer deformações significativas do seu estado físico. Há aplicações em que alguns silicones podem ser usados entre $-160\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $320\text{ }^{\circ}\text{C}$. A alta estabilidade de uma borracha de polidimetilsiloxana é uma consequência da boa estabilidade das ligações envolvidas Si-O, Si-C e C-H.

Alsiyabi e Minseley (2006) descreveram uma técnica de moldagem facial de duas etapas na qual foi utilizada polivinilsiloxano em duas viscosidades. Os autores afirmaram que esta técnica de moldagem elimina a necessidade da utilização de moldeira individual e a realização de moldagem adicional (funcional). Isto faz com

que se reduza o tempo clínico e laboratorial. Indicaram esta moldagem para qualquer defeito facial, principalmente devido às características deste material como: estabilidade dimensional, resistência à deformação, bom escoamento, alta resistência ao rasgamento durante sua presa e por proporcionar uma moldagem de menor peso, o que causaria menor distorção a moldagem e menor desconforto ao paciente, em comparação ao alginato. Os autores relatam como maior desvantagem o seu alto custo.

Mortellaro et al. (2006), verificaram a associação de resina acrílica e silicone em próteses para pacientes com grandes perdas teciduais, resultado de defeitos congênitos, traumas ou seqüelas cirúrgicas, buscando recuperar a estética e a função. Em cavidades residuais, resultantes de enucleações de cistos de dimensões grandes, ou quando há a necessidade de irrigação da lesão ou apenas para proteger de contaminação, os autores preconizam um obturador de silicone. A nutrição de um paciente com fenda no palato fica bastante alterada, assim como o posicionamento de língua e a cinética do alimento na boca. Eles observaram que o paciente tende a engasgar, apresenta escape de ar ao falar e ao respirar, pois o faz apenas pela boca, ficando susceptível a infecções recorrentes. Os autores propõem a confecção de uma prótese híbrida, resina acrílica na porção bucal, a exemplo de uma prótese parcial removível, apoiada em dentes presentes e uma porção obturadora faringiana em silicone de alta densidade, de cadeias longas, podendo ser de condensação ou de adição, por apresentarem ambos, boa resistência à tração, boa memória de posição, leveza e elasticidade, porém, como desvantagens, descrevem a baixa embebição e a possibilidade de contaminação por bactérias e fungos, assim como a baixa estabilidade física.

3 PROPOSIÇÃO

A proposição deste trabalho é estudar a influência que uma solução com propriedades bioquímicas semelhantes às do suor humano tem sobre o material silicone, utilizado para a confecção de próteses faciais, analisando o grau de deteriorização superficial do material, resultante da exposição a essas soluções.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Materiais e equipamentos utilizados

- Silicone MDX4-4210.
- Copos plásticos descartáveis para manipulação de silicone.
- Espátulas descartáveis para manipulação de silicone.
- Recipientes com tampa para armazenamento das amostras.
- Balança Marte, Modelo AS5500C, precisão 0,001g.
- Prensa Hidráulica da marca COPÉ, Modelo PHB 300 de 1422KN e Sistema de Aquecimento Elétrico.
- Ferramenta metálica para prensagem dos lençóis de silicone.
- Faca de corte metálica para obtenção de corpos de prova.
- Cuba para imersão acrílica tipo aquário.
- Câmara de Salt Spray Marca Bass, Equipamentos para Testes Industriais, Modelo USC-01.
- Estufa Fanem, com Circulação Mecânica, Modelo 320E.
- Máquina de Ensaio de Rasgamento Emic DL 3000 / Programa: MTest versão 2.02.
- Paquímetro de precisão 0.02 mm, analógico, marca Mitutoyo.

Material utilizado Silicone Silastic MDX4-4210, de fabricação da Dow Corning Corporation. Bula do produto e recomendações no Anexo A.

Elastômero de Grau Médico, um RTV 2 de adição.

Figura 4.1 - Foto do MDX4-4210 e agente catalisador

4.2 Obtenção dos Corpos de Prova

4.2.1 Lençol de silicone

Para obtenção dos CPs, conforme ASTM 640, foram confeccionados lençóis de silicone, a partir da prensagem do silicone fluído. O acionamento da prensa hidráulica foi realizado de forma lenta para eliminação de bolhas residuais. O silicone

sofreu o processo de vulcanização prensado à carga de 500N/cm.cm, à temperatura de 100° C, em ciclo de 15 minutos, conforme especificação do fabricante.

Preparo da amostra de Silicone- a ativação do produto foi realizada conforme especificação da Dow Corning Corporation, constante na bula do produto. Foram pesadas em balança de precisão, dez partes de silicone para uma parte de ativador.

Figura 4.2 - Balança de precisão- pesagem do silicone e catalisador

A mistura foi realizada com espátula e recipiente próprios e descartáveis, permanecendo por três minutos sob vibração para eliminação de bolhas, antes de ser derramada sobre os casulos da ferramenta já aquecida a 100°C..

Figura 4.3 - Prensa Hidráulica utilizada de 1422KN

Após ativação do silicone, a massa fluída é despejada sobre a ferramenta metálica pré aquecida a 100°C, aproximadamente duzentos e dez gramas de material para preenchimento total da ferramenta.com rendimento de quatro lençóis por processo e em média, cinco CPs estampados por casulo.

Detalhe da ferramenta de prensagem e vulcanização do silicone, conforme especificação da Dow Corning, quinze minutos de reação a 100°C.

Figura 4.4 - Ferramenta para vulcanização dos lençóis de silicone

Após a vulcanização dos lençóis de silicone, em número de quatro a cada ciclo, os lençóis foram removidos da ferramenta, separados entre si, e inspecionados quanto à inclusão de bolhas ou outros defeitos.

Figura 4.5 - Detalhe de um lençol de silicone e outro remanescente da estampagem dos CPs

4.2.2 Estampagem dos Corpos de Prova

Os lençóis foram colocados de volta à prensa, sobre uma base de polipropileno e

uma ferramenta normalizada (ASTM 640) foi utilizada para o corte ou estampagem dos CPs, também sob acionamento hidráulico.

A seleção dos CPs teve como critérios o perfeito corte e a ausência de bolhas em toda a extensão.

Figura 4.6 - Ferramenta metálica de corte para estampagem dos corpos de prova em posição na prensa hidráulica

Prensa preparada para o corte dos corpos de prova, a partir do posicionamento do lençol e da faca de corte

Detalhe da faca de corte dos corpos de prova.

Figura 4.7 - Faca de corte sobre o lençol, instalados na prensa

Figura 4.8- Amostra de corpos de prova recém estampados

4.3 Métodos de envelhecimento utilizados

4.3.1 Cuba de Imersão – imersão dos CPs em solução compatível bioquimicamente com o suor humano, mantido a 40° C em estufa controlada, norma ABNT para envelhecimento de elastômeros, com períodos de exposição de 12hs, 36hs e 72 horas, divididos em três grupos de cinco CPs. Ao final de cada período de exposição, o grupo retirado foi lavado em água corrente e colocado em local seco e arejado, identificado e reservado em recipiente fechado com tampa.

Figura 4.9– Foto dos CPs dentro da cuba de imersão

Solução simuladora do suor humano.

Manipulação realizada nos Laboratórios Fórmula e Ação.

Composição: 0,1g/l de Uréia.

0,5g/l de NaCl.

Fabricação: 11/09/2008.

Data de Validade: 1º/03/2009.

Figura 4.10- Detalhe da Embalagem da Solução Simuladora do Suor

Estufa de circulação forçada onde foram mantidos os CPs da Imersão pelos períodos de tempo determinados de 12, 36 e 72 horas.

Figura 4.11 - Foto da Estufa utilizada na Imersão

4.3.2 Câmara de Salt Spray- nebulização em atmosfera salina de concentração igual a 5 gr por litro de água, em períodos de exposição igual ao grupo da imersão, normalizado segundo as NBR 8094- Material Metálico Revestido e Não Revestido Corrosão por exposição a Névoa Salina e ASTM B 117 (ANEXO B), Salt Spray, com três grupos de CPs, que a exemplo da metodologia utilizada na imersão, à medida que cada grupo cumpriu seu período de exposição dentro da câmara, foi igualmente lavado em água corrente, seco e acondicionado em recipiente fechado.

Figura 4.12 - Máquina utilizada para o envelhecimento por Salt Spray

4.4 Metodologia Adotada no Ensaio Mecânico de Rasgamento

Os CPs selecionados foram arranjados em três subgrupos, dois de estudo e um de controle. Cada grupo de amostras foi formado de cinco CPs primeiramente, embora os resultados estatísticos trabalhem com um espaço amostral de três. A norma utilizada para este estudo é a ASTM 624, e no total, foram utilizados 21 CPs que após envelhecimento, foram submetidos aos testes mecânicos de rasgamento. Os tempos de exposição foram os normatizados, ABNT P-MB-407, para envelhecimento de elastômeros, num total de 72 horas, subdivididos em períodos de 12hs, 36hs e 72 horas de exposição.

Ao final de cada ciclo, os grupos de CPs foram removidos, lavados em água corrente por três minutos, secos com papel absorvente e acondicionados em recipiente de plástico com tampa até a realização dos ensaios.

Figura 4.13 -Corpos de prova com as espessuras gravadas e paquímetro Mitutoyo de 0,02mm

Os CPs foram identificados, separados por grupos e inscritas as espessuras tomadas através de paquímetro analógico, de precisão de 0,02 mm, da marca Mitutoyo.

São considerados como grupo deste estudo 21 CPs, subdivididos em três grupos, sendo dois grupos de 9 elementos para os processos de envelhecimento e um de 3 elementos para o grupo controle.

Considerando a possibilidade de ocorrência de resultados muito díspares ocorridos em grupos pequenos de amostras, incluímos um número maior de CPs nos três grupos, o que estatisticamente é recomendado e considerado.

Os CPs foram fixados na máquina Emic DL3000, com célula de 2000N, utilizando o programa MTest versão 2.02, através de dispositivo de fixação próprio e os ensaios foram realizados de forma seqüencial, informando ao programa, a espessura da área de teste de cada CP, previamente anotadas.

Figura 4.14 - Máquina de ensaio de rasgamento Emic DL3000

Após cada teste, um laudo era fornecido pelo programa MTest versão 2.02, instalado em um computador acoplado à Máquina de ensaio, subsídio fundamental para as avaliações estatísticas.

Figura 4.15 - Foto representativa dos laudos expedidos pelo laboratório

4.5 Metodologia Estatística

4.5.1 Demonstrativo das Análises Estatísticas e Metodologias adotadas

Adotou-se o nível de significância de 5% (0,05), para a aplicação dos testes estatísticos, ou seja, quando o valor da significância calculada (p) for menor do que 5% (0,050), observamos uma diferença dita 'estatisticamente significativa' (marcada em vermelho); e quando o valor da significância calculada (p) for igual ou maior do que 5% (0,050), observamos uma diferença dita 'estatisticamente não-significante'.

Usamos o programa SPSS (Statistical Package for Social Sciences), em sua versão 13.0, para a obtenção dos resultados.

Análise de Aglomerados-Seleção dos corpos de prova a serem submetidos às avaliações estatísticas.

Por razões técnicas justificadas, foram incluídos cinco CPs por grupo estudado porém, apenas três resultados são considerados. Desta forma, com o intuito de verificar a possibilidade da formação de agrupamentos homogêneos, para cada momento ou período de exposição, e para cada grupo, aplicamos a Análise de Aglomerados, e assim foram selecionados os seguintes corpos de prova:

A seleção de Corpos de Prova:

Grupo Salt Spray 12 horas: 2, 3 e 5

Grupo Salt Spray 36 horas: 1, 3 e 4

Grupo Salt Spray 72 horas: 1, 3 e 4

Grupo Suor Humano 12 horas: 2, 3 e 5

Grupo Suor Humano 36 horas: 1, 3 e 4

Grupo Suor Humano 72 horas: 3, 4 e 5

Grupo Controle: 5, 6 e 7

Teste de Kruskal-Wallis- descrição e comparação entre 'grupos', por momento de observação:

I - Comparação concomitante entre os grupos- Aplicação do Teste de Kruskal-Wallis, com o intuito de verificarem-se possíveis diferenças entre os três grupos, quando comparados concomitantemente:

Na tabela 4.1 são comparados os resultados referentes às médias dos valores de Força Máxima e de Ruptura, no momento 12 horas, dos grupos do Suor e do Salt e do Grupo Controle. O valor (p), grafado em vermelho, de significância nos dois grupos.

.Momento 12 horas

Tabela 4.1 - Comparação entre grupos concomitantemente- 12 horas

Variável	Grupo	N	Média	Desvio-padrão	Significância (p)
Força Max	SALT SPRAY	3	5,425	0,164	< 0,001
	SUOR HUMANO	3	7,926	0,713	
	CONTROLE	3	4,673	0,374	
	Total	9	6,008	1,531	
Ruptura	SALT SPRAY	3	5,403	0,183	< 0,001
	SUOR HUMANO	3	7,926	0,713	
	CONTROLE	3	4,641	0,372	
	Total	9	5,990	1,545	

Na tabela 4.2, estão comparados os resultados referentes às médias dos valores de Força Máxima e de Ruptura, no momento 36 horas, dos grupos do Suor, do Salt Spray e do Grupo Controle, inferiores ao momento anterior, com maior significância no grupo do suor. O valor (p), tem valor maior que no momento 12 hs.

. Momento 36 horas

Tabela 4.2 - Comparação entre grupos concomitantemente- 36 horas

Variável	Grupo	N	Média	Desvio-padrão	Significância (p)
Força Max	SALT SPRAY	3	5,878	0,447	0,038
	SUOR HUMANO	3	5,250	0,463	
	CONTROLE	3	4,673	0,374	
	Total	9	5,267	0,641	
Ruptura	SALT SPRAY	3	5,878	0,447	0,035
	SUOR HUMANO	3	5,228	0,470	
	CONTROLE	3	4,641	0,372	
	Total	9	5,249	0,653	

Na tabela 4.3, estão comparados os valores médios e desvio-padrão, referentes aos resultados de Força Máxima e de Ruptura, no momento 72 horas, dos grupos do Suor, do Salt Spray e do Grupo Controle, onde se nota ligeira recuperação do grupo do Suor e decréscimo no grupo do Salt Spray, em relação ao momento 36 horas. O valor (p), tem valor semelhante ao momento 12 horas.

. Momento 72 horas

Tabela 4.3 - Comparação entre grupos concomitantemente- 72 horas

Variável	Grupo	N	Média	Desvio-padrão	Significância (p)
Força Max	SALT SPRAY	3	5,038	0,193	0,002
	SUOR HUMANO	3	6,070	0,175	
	CONTROLE	3	4,673	0,374	
	Total	9	5,260	0,667	
Ruptura	SALT SPRAY	3	5,028	0,206	0,001
	SUOR HUMANO	3	6,070	0,175	
	CONTROLE	3	4,641	0,372	
	Total	9	5,246	0,680	

Como diferenças estatisticamente significantes foram encontradas, em todas as comparações realizadas, vamos aplicar o Teste de Reações Extremas de Moses, com o intuito de identificarem-se os grupos que se diferenciam entre si, quando comparados par a par:

II - Comparação das amostras par a par

. Momento 12 horas

Tabela 4.4 Comparação entre os grupos par a par, 12 horas

Variável	Par de Grupos		
	SALT SPRAY x SUOR HUMANO	SALT SPRAY x CONTROLE	SUOR HUMANO x CONTROLE
Força Max	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Ruptura	< 0,001	< 0,001	< 0,001

. Momento 36 horas

Tabela 4.5 Comparação entre os grupos par a par, 36 horas

Variável	Par de Grupos		
	SALT SPRAY x SUOR HUMANO	SALT SPRAY x CONTROLE	SUOR HUMANO x CONTROLE
Força Max	0,800	< 0,001	0,500
Ruptura	0,800	< 0,001	0,500

. Momento 72 horas

Tabela 4.6 - Comparação entre os grupos par a par, 72 hs.

Variável	Par de Grupos		
	SALT SPRAY x SUOR HUMANO	SALT SPRAY x CONTROLE	SUOR HUMANO x CONTROLE
Força Max	< 0,001	0,500	< 0,001
Ruptura	< 0,001	0,500	< 0,001

No intuito de verificarem-se possíveis diferenças entre os três momentos, quando comparados concomitantemente, foi realizado o estudo dos grupos em relação aos “momentos”, sob aplicação do Teste de Kruskal-Wallis.

III Descrição e comparação entre 'momentos', por grupo estudado

. Grupo SALT SPRAY

Tabela 4.7 - Comparação entre os momentos concomitantemente no grupo Salt Spray

Variável	Momento	n	Média	Desvio-padrão	Significância (p)
Força_Max	12 h	3	5,425	0,164	0,039
	36 h	3	5,878	0,447	
	72 h	3	5,038	0,193	
	Total	9	5,447	0,445	
	12 h	3	5,403	0,183	
Ruptura	36 h	3	5,878	0,447	0,039
	72 h	3	5,028	0,206	
	Total	9	5,436	0,453	

. Grupo SUOR HUMANO

Tabela 4.8 - Comparação entre os momentos concomitantemente no grupo Imersão

Variável	Grupo	N	Média	Desvio-padrão	Significância (p)
Força_Max	12 h	3	7,926	0,713	0,027
	36 h	3	5,250	0,463	
	72 h	3	6,070	0,175	
	Total	9	6,415	1,264	
Ruptura	12 h	3	7,926	0,713	0,027
	36 h	3	5,228	0,470	
	72 h	3	6,070	0,175	
	Total	9	6,408	1,272	

Devido ao fato de que diferenças estatisticamente significantes foram encontradas, em todas as comparações realizadas, vamos aplicar o Teste de Reações Extremas de Moses, com o intuito de identificarem-se os momentos que se diferenciam entre si, quando comparados par a par:

. Grupo SALT SPRAY

Tabela 4.9 Grupo de Salt Spray comparados par a par

Variável	Par de Momentos		
	12 h X 36 h	12 h X 72 h	36 h X 72 h
Força Max	0,500	< 0,001	< 0,001
Ruptura	0,500	< 0,001	< 0,001

. Grupo SUOR HUMANO

Tabela 4.10 Grupo de Suor Humano comparados par a par

Variável	Par de Momentos		
	12 h X 36 h	12 h X 72 h	36 h X 72 h
Força Max	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Ruptura	< 0,001	< 0,001	< 0,001

5 RESULTADOS

As tabelas que se seguem relacionam os resultados dos ensaios mecânicos realizados conforme ASTM 624. Por razões técnicas, foi testado um número maior do que três corpos de prova por momento ou tempo de exposição, em todos os grupos, conforme normatização específica, porém, foram excluídos os resultados desfavoráveis para fins estatísticos, pela metodologia da Análise de Aglomerados.

Comparativo dos Resultados do Grupo do Suor – Imersão.

Tabela 5.1 - Comparativo dos Resultados dos Corpos de Prova do Grupo do Suor

	COMPARATIVO DOS CORPOS DE PROVA SUBMETIDOS A SOLUÇÃO SIMULADORA DE SUOR HUMANO							
	12 HORAS			36 HORAS			72 HORAS	
Parâmetro	Tensão	Tensão		Tensão	Tensão		Tensão	Tensão
Evento	Força Max	Ruptura		Força Max	Ruptura		Força Max	Ruptura
Unidade	(N/mm)	(N/mm)		(N/mm)	(N/mm)		(N/mm)	(N/mm)
CP1	-		CP1	5,627	5,596	CP1	4,859	4,828
CP2	7,122	7,122	CP2	4,586	4,586	CP2	4,330	4,297
CP3	8,174	8,174	CP3	5,389	5,389	CP3	6,176	6,176
CP4	-	-	CP4	4,733	4,698	CP4	5,868	5,868
CP5	8,481	8,481	CP5	4,658	4,658	CP5	6,165	6,165
Número CPs	3	3		5	5		5	5
Média	7,926	7,926		4,999	4,985		5,480	5,467
Mediana	8,174	8,174		4,733	4,698		5,868	5,868
Desv. Padrão	0,7122	0,7122		0,4757	0,4704		0,8383	0,8555
Coef. Var(%)	8,987	8,987		9,516	9,435		15,30	15,65
Mínimo	7,122	7,122		4,586	4,586		4,330	4,297

Comparativo de Resultados do Grupo do Salt-Spray, solução de NaCl, 5,0g/l.

Tabela 5.2 - Comparativo dos Corpos de Prova do grupo do Salt Spray

COMPARATIVO DOS CORPOS DE PROVAS SUBMETIDOS A SALT SPRAY "S"								
	12 HORAS			36 HORAS			72 HORAS	
Parâmetro	Tensão	Tensão		Tensão	Tensão		Tensão	Tensão
Evento	Força Max	Ruptura		Força Max	Ruptura		Força Max	Ruptura
Unidade	(N/mm)	(N/mm)		(N/mm)	(N/mm)		(N/mm)	(N/mm)
CP1	4,804	4,804	CP1	6,233	6,233	CP1	5,254	5,254
CP2	5,314	5,314	CP2	4,593	4,560	CP2	4,533	4,533
CP3	5,613	5,613	CP3	6,024	6,024	CP3	4,979	4,979
CP4	6,761	6,761	CP4	5,376	5,376	CP4	4,882	4,850
CP5	5,347	5,282				CP5	4,597	4,565
Número CPs	5	5		4	4		5	5
Média	5,568	5,555		5,556	5,548		4,849	4,836
Mediana	5,347	5,314		5,700	5,700		4,882	4,850
Desv. Padrão	0,7286	0,7341		0,7388	0,7531		0,2939	0,3003
Coef. Var(%)	13,08	13,22		13,30	13,57		6,062	6,209
Mínimo	4,804	4,804		6,233	6,233		4,533	4,533
Maximo	6,761	5,282		6,233	6,233		5,254	5,254

Comparativo de Resultados do Grupo Controle

Tabela 5.3 - Comparativo dos resultados do Grupo Controle

GRUPO CONTROLE		
MATERIAL IN NATURA		
Parâmetro	Tensão	Tensão
Evento	Força Max	Ruptura
Unidade	(N/mm)	(N/mm)
CP1	6,067	6,005
CP2	5,307	5,307
CP3	-	-
CP4	-	-
CP5	4,684	4,653
CP6	5,041	5,007
CP7	4,294	4,263
Número CPs	5	5
Média	5,079	5,047
Mediana	5,041	5,007
Desv. Padrão	0,6713	0,6625
Coef. Var(%)	13,22	13,13
Mínimo	4,294	4,263
Maximo	6,067	6,005

6 DISCUSSÃO

Posto que o propósito deste trabalho é avaliar o material silicone aplicado na reconstrução facial, cumpre-nos discuti-lo sob aspectos que o relacionem ao meio a que se destina, ou seja, a superfície da pele humana. Destarte, alguns fatores como suor, oleosidade e radiação solar juntam-se ao sistema pele/silicone, constituindo um micro ambiente de aplicação do material, chamado de ambiente da interface.

Clinicamente observa-se que as bordas finas de uma prótese facial são as regiões que primeiro sinalizam a necessidade de substituição da peça. Elas sofrem deformações em sua extensão, inviabilizando o seu uso. Corrobora o fato de serem aplicados esforços mecânicos sobre o material na sua condição mais crítica, de menor espessura, onde a aplicação de cargas repete-se cada vez que o paciente puxa a fina borda da prótese para removê-la.

Os autores estudaram inúmeras formas de aumentar as qualidades desse material incluindo elementos para pigmentação, opacificação ou outros para melhorar as qualidades mecânicas (GOLDBERG; CRAIG; FILSKO,1976; YU; KORAN,1979). Em sua maioria são analisados os aspectos colorimétricos e mecânicos e, quase sempre as inclusões são consideradas pelos autores como inócuas ou pouco expressivas quanto às propriedades físicoquímicas do silicone.

Outros autores, porém contestam tais conclusões e consideram que as alterações dimensionais por eles encontradas foram estatisticamente significantes (GUIOTTI; GOIATO, 2003; HAUG; MOORE; ANDRES, 1999;). Em todos os estudos de avaliações quanto às características mecânicas do silicone, existem relatos de

prejuízos estatisticamente significativos, porém, segundo os autores, é mantida a indicação do material para finalidade protética (WOLFAARDT; CHANDLER; SMITH,1985).

Sob a óptica da interferência dos elementos da interface, suor e sebo, sobre as propriedades mecânicas, em especial a resistência ao rasgamento, foi conduzido este estudo. A presença do Suor e seus solutos foi simulada em formulações diferenciadas, a Imersão semelhante ao suor habitual médio do ser humano (GLEY,1936) e o Salt Spray, dez vezes mais concentrado em NaCl, porém ainda compatível com a excreção humana, segundo o autor,.em esforço exagerado.

Em revisão bibliográfica, poucos autores têm estudado a atuação do silicone após exposição às condições típicas da interface. Métodos de envelhecimento de corpos de prova através de imersão em ácidos orgânicos e soluções simuladoras de sebo e suor presentes na pele humana foram utilizados, bem como variações de pH, básicos e alcalinos (POLYZOIS et al., 2000). Os autores consideram serem inexpressivas as alterações dimensionais para finalidade protética, porém admitiram aumento de peso das amostras. Contabilizaram também melhora de propriedades mecânicas, atribuída à presença do sebo.como fator que contribui para as qualidades do silicone (KUKREJA et al., 2002).

A proposição deste trabalho foi de avaliar o comportamento mecânico do silicone após período de exposição à solução bioquimicamente semelhante ao suor humano, porém sem a presença de sebos. Para tal, foram adotadas as diferentes soluções, a do suor humano, em concentração salina, 0,1g/l de Uréia e 0,5g/l de NaCl, no processo de Imersão, e outra, de concentração dez vezes maior de NaCl, 0,5g/l, no Salt Spray, com o propósito de levar as amostras de silicone à condição mais extremada de saturação. Entretanto os resultados mais expressivos foram

registrados na solução menos concentrada, talvez pela competição iônica mais expressiva, diminuindo a oferta de íons para a cristalização.

Baseados nos resultados obtidos nos testes de rasgamento, realizados após exposição às soluções propostas, adotamos os tópicos seguintes como relevantes para a compreensão dos resultados.

- 1 - Os resultados relativos aos ensaios de Resistência ao Rasgamento das amostras do MDX4-4210, nos dois processos de envelhecimento, resultaram superiores numericamente aos do grupo controle, em todos os períodos.
- 2- Os maiores valores relativos aos índices de resistência ao rasgamento foram observados no momento 12 horas, período de maior saturação de superfície e de maior significância no processo de envelhecimento por Imersão em Suor.
- 3- A aparente melhora do desempenho das amostras, estatisticamente estudadas quanto à resistência ao rasgamento, na interação dos três períodos, caracteriza uma transformação do material, com prejuízo das suas propriedades elásticas.
- 4- A ação dos cristais das soluções sobre o silicone parece ser a de ocupar os inúmeros poros do material superficialmente, porém de forma a impedir a movimentação característica dos elastoméricos, promovendo o encruamento superficial do mesmo. Na prática, o material apresenta-se mais duro, resiste a maiores cargas de tracionamento, porém acumula tensões. Com o passar do tempo, essas tensões acumuladas são aliviadas sob a forma de deformação plástica permanente, podendo até sofrer rachaduras.

7 CONCLUSÕES

- 1- O suor humano representa um fator de fadiga para o material silicone, quando aplicado para a finalidade de reconstrução facial. Os sais presentes na interface prótese/silicone parecem interferir negativamente nas suas qualidades elásticas, tornando-o mais rijo à medida do tempo de uso da prótese pelo paciente.
- 2- As amostras de silicone expostas às soluções suportaram maiores cargas que o grupo controle, sugerindo que, a inclusão de cristais em poros superficiais do material impede a deformação/recuperação do material, característica de um elastomérico promovendo a sua degradação.
- 3- Este estudo finalmente conclui que, o fato das amostras submetidas às soluções apresentarem estatisticamente melhor desempenho nos Testes de Rasgamento não implica melhora das suas propriedades mecânicas, inclinando-nos a acreditar que o suor humano, independente da presença de oleosidade, altera de maneira importante e definitiva o silicone.

REFERÊNCIAS¹

Alsiyabi AS, Minseley GE. Facial moulage fabrication using a two-stage poly (vinyl siloxane) impression. J Prosthodont 2006; 15(3):195-7.

American Standards of Testing Materials. ASTM D624-91 Standard Test Method for Tear Strength of conventional vulcanized rubber and thermoplastic elastomers. In Annual Book of ASTM Standards. Philadelphia: ASTM; 1991.

American Standards of Testing Materials. ASTM D624-86 Standard Test Method for Rubber Property Tear Resistance. In Annual Book of ASTM Standards. Philadelphia: ASTM; 1986.

Andreopoulos AG, Polyzois GL, Evangelatou M. Swelling properties of maxillofacial elastomers. J Appl Polym Sci 1993;50:729-33.

Andres CJ, Moore BK, Andres CJ. Color stability and colorant effect on maxillofacial elastomers. Part II: Weathering effect on physical properties. J Prosthet Dent 1999;81(4):423-30.

Antoniuzzi T.F, Dias R.B, Silva C.M.F, Gennari M.G. Biomateriais utilizados em prótese buco maxilo facial. Rev. Odont. Univ. Sto Amaro 2002;v.7 n1 e n 2, p 7-12, Jan./Jun.- Jul./Dez.2002.

Associação Brasileira da Indústria Química. Disponível em: URL. <http://www.abiquim.org.br/setorial/silicones.asp> [2008 set. 13].

Aziz, T.;Waters, M.; Jagger, R. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. J Dent 2003(31):67-74.

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 Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Bulbulian AH. Maxillo prothetics: evolution and practical application in patient rehabilitation. J Prosth Dent 1945;15(3):554-69.

Carvalho JCM. Avaliação das propriedades físicas de duas novas siliconas para uso em prótese facial [Tese Livre-Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 1989.

Centre Européen des Silicones. Disponible em: URL. www.silicones-europe.com [2008 set 25].

Crawford RJ. Plastics of Engineering. New York: Ed Bergamo; 1987.

Dow Corning Corporation. Medical Products Division, Midland, Mich. Dow Corning MDX 4-4210 , "A grade Elastomer". Midland, Apr. 1973. (Dow Corning Bull.-51-202).

Farah JW, Robinson JC, Hood JA, Koran A, Craig RG. Force-displacement properties of a modified cross-linked silicone compared with facial tissues. J Oral Rehabil 1988;15:277-83.

Gley E. Tratado de fisiologia. 8º ed.[s.l.: s.n.]; 1936.

Goldberg AJ, Craig RG, Filisko FE. Ultraviolet light stability of external maxillofacial prosthetic materials. Int Assoc Dent Res;1976;54(1):305.

Gregory LP, Arne HP, Anette K. An assessment of the phisycal properties and biocompatibility of three silicone elastomers. J Prosthet Dent 1994;71:500-4.

Guiotti AM, Goiato MC. Silicones para próteses faciais: efeito da pigmentação e envelhecimento sobre dimensão e superfície. Cienc. Odontol. Bras. 2003;6(3):86-97.

Harada, J. Plásticos de Engenharia: Tecnologia e Aplicações. São Paulo; Ed. Art Líber, 2005.

Haug SP, Moore BK, Andres CJ. Color stability and colorant effect on maxillofacial elastomers. Part II: Weathering effect on physical properties. J Prosthet Dent 1999;81(4):423-30.

Jablonski NG.; Chaplin G. Skin Deep. Scientific American 2002; 287(4):74.

Kirk-Othmer. Encyclopedia of chemical technology. 3^o ed. New York: [s.n.]; 1970. v. 20.

Koran A, Yu R, Powers JM, Craig RG. Color stability of a pigmented elastomer for Maxillofacial Appliances. J Dent Res 1979;58(5):1450-4.

Kouyoumdjian J, Chalian A, Moore BK. A comparison of the physical properties of a room temperature vulcanizing silicone modified and unmodified. J Prosthet Dent 1985;53(3):388-91.

Kukreja, T.R; Kumar, D.; Prasad, K; Chauhan, R.C.; Choe, S.; Kundu, P.P. Optimisation of physical and mechanical properties of rubber compounds by response surface methodology- Two component modelling using vegetable oil and carbon black. European Polymer Journal 38 (2002) 1417-1422.

Lai JH, Hodges JS. Effects of processing parameters on physical properties of the silicone maxillofacial prosthetic materials. J Prosthet Dent 1999;15:450-5.

Lewis DH, Castleberry DJ. An assessment of recent advances in external maxillofacial materials. J.Prosthet.Dent 1980;43(4):426-32.

Lontz JF, Schweiger JW. Maxillofacial restorative materials and techniques. VA Bull Prosthet Res 1978;Fall:240-4.

Maas CS, Merwin GE, Wilson J, Frey MD, Maves MD. Comparison of biomaterials for facial bone augmentation. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 1990;116(5):551-6.

Miracca, RAA, Andrade Sobrinho J, Tanaka EMG. Magnetos na retenção de Prótese Conjugada Óculo-palpebral e Obturador palatino. Revista Ibero-Americana Prótese Clínica Laboratorial 2004;6(32):365-75.

Mortellaro C, Garagiola U, Lucchina AG, Grivetto F, Milone G, Pappalardo S, Palmeri A, Scorsone D, Sammartino G. The use of silicon elastomer in maxillofacial rehabilitation as a substitute for or in conjunction with resins. J Craniofacial Surgery 2006;17(1):152-9

Pamenius, M.; Ohlson, N.G. The clinical relevance of mechanical properties of elastomers. Dent Mater 1987;3:270-274.

Polyzois GL, Mechanical properties of 2 new addition-vulcanising silicone prosthetic elastomer. *International Journal of Prosthodontics* 1999;12:359-62.

Polyzois GL, Pettersen AH Physicomechanical and cytotoxic properties of room temperature vulcanizing silicone prosthetic elastomers. *Acta Odontol Scand*;56(4):245-8;1998 Aug.

Polyzois GL, Tarantili PA, Frangou MJ, Andreas GA. Physical properties of a silicone prosthetic elastomer stored in simulated skin secretions. *J Prosthet Dent* 2000;83(5):572-7.

Reisberg JD Reabilitação dental e protética de pacientes com fissuras e deformidades craniofaciais. *Cleft Palate-Craniofacial J* 2000;37(6):534-7.

Rezende, J.R.V. Fundamentos da prótese buco maxilo facial. São Paulo:Sarvier; 1997.

Rezende JRV. Propriedades mecânicas e alterações dimensionais de materiais para prótese facial em função do envelhecimento e da inclusão de tela de "nylon". [Tese Livre-Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 1974.

Rode,S.M.; Dutra,CR.; Matson, E. Controle clínico da alteração dimensional dos elastômeros. *Rev Ass Paul Cirurg. Dent.* 1987;41(5):266-8.

Saboia ACL, Carvalho JCM, André M, Mattos BSC, Rossa R. Avaliação da dureza "Shore A" e da resistência ao rasgamento de alguns silicones acéticos modificados para uso em prótese facial. *Rev Odont Univ São Paulo* 1997;11(2):93-7.

Saboia ACL, Rezende JRV, Carvalho JCM, Miracca R. Avaliação das propriedades físicas de alguns silicones acéticos em estado original e acrescidos ao silicone Silastic MDX 4-4210, para uso em prótese facial. *RPG* 1996;3(2):142-7.
Sanchez RA, Moore DJ, Cruz DL, Chappell R. Comparision of the physical properties of two types of polydimethyl siloxane for fabrication of facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1992;67(5):679-82.

Sclafani AP, Romo III T, Silver L. Clinical and histologic behavior of exposed porous high-density polyethylene implants. *Plast Reconstr Surg* 1997; 99(1):41-50.

Silicones Environmental Health and Safety Council of North America. Disponível em: url; <http://www.sehsc.com/> [2008 set 25].

Silva CMF, Maia FAZ, Dias RB, Rossa R. Estudo comparative entre silicon e silicona revestida com hidróxiapatita com fins de inclusão. Rev Odontol Univ São Paulo 1998; 12(3):293-7.

Udagama A, Drane JB. Use of medical-grade methyl triacetoxi silane crosslinked silicone for facial prostheses. J Prosth Dent 1982;6(3):86-8.

Udagama A. Urethane-lined silicone facial prosthesis. J Prosthet Dent 1987;58:351-4.

Valuari AJ. Maxillofacial prosthetics. Aesthetic Plast Surg 1982;6(3):159-64.

Volpato CAM, Santos JM. Técnica de impressão facial. RGO 2001; 49(2):80-3.

Wolfaardt JF, Chandler HD, Smith BA. Mechanical properties of a new facial prosthetic material. Journal of Prosthetic Dentistry 1985;53:228-34.

Yu R; Koran A. Dimensional Stability of Elastomers for Maxillofacial Applications. J Dent Res 1979; 58(9):1908-9.

ANEXO A - Especificações técnicas do fabricante
Silastic MDX4-4210

Dow Corning Corporation- USA.

Descrição:

O elastômero grau médico Silastic®MDX4-4210, é um produto fluido de dois componentes, que quando combinados à temperatura ambiente ou ligeiramente elevada, cura uma borracha de silicone translúcida. O componente do elastômero consiste de um polímero de dimetilsiloxano, com carga de sílica especial e um catalisador de platina. O componente do agente de cura, consiste de um polímero de dimetilsiloxano, um inibidor e uma siloxano como elemento de ligação. O elastômero grau médico Silastic®MDX4-4210 é feito com exatas especificações para de acordo com os altos padrões de qualidade em aplicações médicas.

As vantagens deste produto incluem;

- Cura por temperatura ambiente e aceleradas pelo calor.
- Boa cura em partes espessas.
- Excelentes propriedades dielétricas.
- Praticamente não há contração quando curado a temperatura ambiente.

Aplicações:

O elastômero grau médico Silastic®MDX4-4210 é destinado para uso em aparelhos médicos, aplicações de encapsulamento ou moldagem quando a cura é feita a temperatura ambiente ou ligeiramente elevada. Por exemplo, tem sido usada como molde flexível para facilitar o encapsulamento de aparelhos biomédicos. Pode igualmente ser usada como componente de matriz de liberação gradual de _____. O cliente deve tentar rigorosamente produtos feitos parcialmente ou com a incorporação do elastômero grau médico para verificar a viabilidade e desempenho do mesmo numa aplicação específica.

Instruções de Uso:

Mistura

Misture completamente uma parte do agente da cura com 10 partes por peso do elastômero base. A viscosidade da mistura será cerca de uma metade da viscosidade da base original. Durante a mistura deve-se tomar cuidado para minimizar o acúmulo de ar.

Retirada de Ar

Se uma peça sem falhas for desejada, o ar preso deve ser removido dos materiais misturados. A exposição a um vácuo de cerca de 28 polegadas de mercúrio, por aproximadamente 30 minutos, é geralmente adequada a liberação do vácuo várias vezes durante a fase inicial ajudará a quebrar as bolhas formadas. Depois de remover o ar, se os materiais estão sendo curados a temperaturas elevadas, deixe o material permanecer por 10 minutos para permitir que escapem os traços remanescentes de gás do material. O recipiente contendo o material de ter pelo menos quatro vezes o volume da mistura permitindo assim a expansão.

Cura

A cura de aproximadamente 24 horas a 23°C (73°F) é necessária para que o material seja suficientemente curado para o manuseio. A cura total é feita em torno de 3 dias, à temperatura ambiente. A cura pode ser acelerada com qualquer dos seguintes esquemas:

5 Horas	40°C (104°F)
2 Horas	55°C (131°F)
30 Minutos	75°C (167°F)
15 Minutos	100°C (212°F)

Peças grandes com partes cruzadas, espessas, podem exigir tempo maior para compensar o tempo necessário para aquecer a parte interna na temperatura desejada de cura.

Películas finas do elastômero grau médico Silastic®MDX4-4210 podem curar mais vagarosamente a temperatura ambiente. Ligeiro aquecimento irá acelerar a cura destas películas.

Tabela I: Compatibilidade do Silastic®MDX4-4210 Elastômero Grau Médico

Teste	Resultado
Pirogênicidade	Não pirogênico
Injeção Intracutânea	Não irritante
Injeção do Sistema	Não tóxico
Sensibilização da pele	Não sensibilizante
Implante Intramuscular	
10 Dias	Sem reação
30 Dias	Sem reação
90 Dias	Sem reação
Cultura do tecido da célula	Sem efeito citopático

Uso do Fluido de Silicone para modificar propriedades:

A consistência do elastômero Grau Médico Silastic®MDX4-4210, pode ser diminuída incorporando o Fluido Dow Corning® Dimetilpolisiloxano (100cs de viscosidade). O fluido pode ser pré-misturado com a base ou o agente de cura.. A incorporação do Fluido Dow Corning® Dimetilpolisiloxano (100cs de viscosidade) aumentará o tempo de trabalho e vulcanização e resulta em propriedades físicas mais reduzidas. Cuidado: O Fluido incorporado pode ser prontamente extraído em solventes e pode produzir uma superfície ligeiramente oleosa.

Compatibilidade da Cura:

O elastômero Grau Médico Silastic®MDX4-4210 cura em contato com vários materiais, Entretanto algumas exceções tem sido observadas tais como, as borrachas clorinadas e de butil, algumas borrachas de RTV e os componentes sem reação de alguns plásticos. Frequentemente substratos difíceis que inibem a própria cura do elastômero Grau Médico Silastic®MDX4-4210, podem tornarem-se compatíveis lavando com solvente ou aquecendo.

Ligação e Soltura:

O silicone adesivo médico Tipo A, pode ser usado para ligar o elastômero Grau Médico Silastic®MDX4-4210 a outros elastômeros de silicone e muitos outros materiais.

Propriedades Típicas:

Estes valores não são destinados para uso no preparo de especificações

Como fornecido:

CTM	ASTM	TESTE	VALOR
0050	D1084	Viscosidade da base, estabilidade Viscosidade ² , estabilidade	1150
0050	D1084	Inicial ³	600
0050	D1084	Após 2 horas	1100

Quando 100 partes do elastômero Grau Médico Silastic®MDX4-4210, e 10 partes do agente de cura são misturados, removido o ar, cura prensada por três minutos a 150°C (302°F), pós curado por uma hora a 150°C (302°F) e estabilizado por três horas a temperatura ambiente, as seguintes propriedades típicas serão obtidas em uma chapa de 0.075 polegadas:

Como Curado:

CTM	ASTM	TESTE	VALOR
0063		Cor	Translúcido
0022	D792	Gravidade Específica a 25°C (77°F)	1.10
0099	D2240	Dureza do Durometro, ShoreA, pontos	27
0137 ^a	D142	Força Tensil, psi	650
0137 ^a	D142	Alongamento, Percentual	500
0274		Cultura do Tecido	No CPE
0114	D149	Força dielétrica, volts per mil	575
0249	D257	Resistência específica do volume, ohm-em	2×10^{15}

Dielétrica Contínua

0112	D150	100Hz	3.01
0112	D150	100KHz	3.00

Fator de Dissipação

0112	D150	100Hz	9×10^{-4}
0112	D150	100kHz	10×10^{-4}
0249	D257	Resistência específica da superfície	$>7 \times 10^{16}$

- 1) CTM's (Corporate Test Methods) correspondem aos testes padrões na maioria dos casos. Cópias de CTM's estão disponíveis mediante pedido.
- 2) Com 10pph do agente de cura adicionado.
- 3) Aproximadamente 10 minutos
- 4) Somente curas prensadas

Elaboradores de Especificação: Favor obter uma cópia da Especificação de Vendas da Dow Corning para este produto e usá-lo como base para sua especificação. A cópia pode ser obtida em qualquer escritório de vendas da DC ou do serviço ao consumidor em Midland. MI . Tel (517)496- 6000.

Cuidado:

Inibição da cura – A cura do elastômero Grau Médico Silastic®MDX4-4210, pode ser inibida por traços de aminas, enxofre, óxido de nitrogênio, composto de estanho-organo e monóxido de carbono. Pelo fato das borrachas orgânicas freqüentemente

conterem estas substâncias, não devem entrar em contato com o elastômero não curado e o agente de cura. Resíduos catalizados do elastômero de silicone que tiverem sido catalizados por sais de estanho ou peróxidos, podem também inibir a cura.

Biocompatibilidade:

Testes de compatibilidade que vão de encontro ou excedem aos testes USP Classe VI, foram realizados no elastômero Grau Médico Silastic®MDX4-4210 e mostrados na tabela I.

Usando o teste de cultura de tecido (método de contato direto) cada lote de produção do elastômero Grau Médico Silastic®MDX4-4210 é testado para verificar a ausência de efeitos citopáticos. Testes para verificar níveis de traços de metais também é realizado em cada lote.

Registro no F.D.A:

O registro para o elastômero Grau Médico Silastic®MDX4-4210 foi arquivado na Administração de Alimentos e Medicamentos. Clientes interessados na autorização para consultas ao arquivo devem contatar a Dow Corning Co.

ANEXO B - Normatização dos Testes de Névoa Salina
Zanettini Barossi S/A Ind. e Com.

1. OBJETIVO:

1.1- Estabelecer Instrução de trabalho para controle dos parâmetros e operação do equipamento de névoa salina (Salt-Spray).

2. DOCUMENTOS DE REFERÊNCIA:

2.1-NBR 8094 – Material Metálico Revestido e Não Revestido Corrosão por exposição a Névoa Salina.

2.2-ASTM B 117 – Salt Spray (fog) testing.

3. DEFINIÇÕES:

3.1 – Preparo para o ensaio: Juliano Marim Delangelo

Técnico Químico

CRQ Nº.: 04462185

Laboratório Metalográfico

Zanettini, Barossi S/A Ind. e Comércio

3.1.1 - Aparelhagem

- a) Câmara de ensaio; capacidade mínima de 0,4 m³;
- b) Reservatório de solução;
- c) Fonte de ar comprimento;
- d) Bico (s) pulverizador (es);
- e) Suportes de corpos de prova;

- f) Dispositivos para aquecimento da câmara;
- g) Meios para o controle das condições de operação durante o período do ensaio.

3.1.2 - Solução para o ensaio

- a) Solução aquosa de aproximadamente 5% de cloreto de sódio (NaCl), preparada pela dissolução de (50 ± 5) g de cloreto de sódio num volume de água deionizada que permita a obtenção de 1 l de solução, à temperatura ambiente. O cloreto de sódio utilizado deve possuir teores de níquel e cobre individualmente inferior a 0,001% e não conter mais do que 0,3 % de impureza total;
- b) O pH da solução de cloreto de sódio deve ser ajustado, de modo que a solução coletada após a pulverização a 35°C apresente um pH na faixa de 6,5 a 7,2 determinado a (25 ± 2) . Para o ajuste do pH, empregar solução diluída de ácido clorídrico (HCl) ou hidróxido de sódio (NaOH). O pH deve ser determinado com equipamento ph metro ou papel indicador de pH faixa de 0-14. (leitura 1/1);
- c) Variação no pH: Quando o pH de uma solução salina é ajustado à temperatura ambiente e pulverizada a 35°C, o pH da solução coletada é maior que o da solução original, devido a perda de dióxido de carbono à temperatura mais elevada . Para evitar isto, tomar cerca de 50 ml da solução preparada à temperatura ambiente , ferver moderadamente por 30 s, resfriar, e determinar o pH. Quando o pH da solução é ajustado por este processo, de 6,5 a 7,2, o pH da solução pulverizada, coletada a 35°C, fica dentro desta faixa.

3.1.3 - Requisitos do ar comprimido

- a) O ar comprimido utilizado para a formação da névoa salina deve estar isento de óleo e impurezas e deve ser mantido a um valor constante de pressão entre 0,7 kgf/cm² e 1,7 kgf/cm².

3.2 – Corpo-de-prova:

3.2.1 Forma, tamanho e número.

- a) Os corpos de prova a serem utilizados, bem como os critérios para avaliação dos resultados, devem ser definidos conforme solicitação do cliente para o material em análise.

3.3 - Preparação dos corpos de prova

- a) Corpos de prova metálicos ou com revestimentos metálicos devem ser limpos adequadamente. O método de limpeza é opcional, dependendo da natureza da superfície e dos contaminantes presentes. Qualquer que seja o método utilizado, não deve comprometer a avaliação dos resultados;
- b) Dependendo de acordo entre cliente e ZB, pode ser efetuado preparo específico de corpo de prova;
- c) A fim de avaliar o desenvolvimento da corrosão dos corpos de prova pintados ou com revestimentos não metálicos, deve ser feito um entalhe que exponha o metal base;
- d) O número de corpos de prova, em cada avaliação, não deve ser inferior a dois. O número de corpos de prova de controle deve ser no mínimo dois.

3.4 - Disposição dos corpos de prova

a) Os corpos de prova devem ser colocados somente na zona da câmara de ensaio, onde o meio corrosivo satisfaça a todos os parâmetros especificados para as condições da câmara, obedecendo aos seguintes requisitos:

- os corpos de prova planos devem ser colocados em ângulo de 15° a 30° com a vertical, desde que não haja especificações em contrário;
- no caso de peças com formas complexas, esse posicionamento depende da região a ser avaliada. A superfície predominante do corpo de prova deve ficar preferencialmente paralela ao fluxo horizontal da névoa, para evitar o impacto direto desta sobre a superfície;
- os corpos de prova não devem entrar em contato entre si, nem com qualquer outro material, metálico ou não, capaz de modificar as condições de corrosão do corpo de prova;
- cada corpo de prova deve ser colocado na câmara, de forma a permitir o livre acesso da névoa a todos os outros em ensaio;
- a solução de ensaio escorrida de um corpo de prova não deve gotejar sobre os outros;
- a área de contato entre o corpo de prova e seu suporte deve ser a menor possível.

3.5 - Condições de ensaio

3.5.1 - Temperatura

a) A zona de exposição da câmara de ensaio deve ser mantida a uma temperatura de $(35 \pm 2)^\circ\text{C}$. A temperatura deve ser observada com frequência para que todas as suas oscilações sejam notadas.

3.5.2 - Quantidade e distribuição da névoa

- a) Para a comprovação da distribuição uniforme da névoa na parte utilizável da câmara, um ponto de coleta deve ser disposto de forma que gotas da solução de ensaio, proveniente dos corpos de prova ou de outras partes da câmara não seja por ele coletada. O coletor deve ser colocado na proximidade dos corpos de prova;
- b) A quantidade e solução a pulverizar na câmara de ensaio devem ser ajustadas de modo que para uma área de coleta de aproximadamente 80 cm² seja recolhido no coletor 1,0 - 2,0 ml de solução por hora, num período de no mínimo 16 horas;
- c) A concentração de cloreto de sódio na solução recolhida deve ser de (5+-1)%, com pH entre 6,5-7,2. A concentração de cloreto de sódio pode ser determinada por métodos analíticos ou por meio de um densímetro. Neste caso, uma solução de 1,0255 a 1,0400 (a 25°C) satisfaz as condições exigidas;
- d) O bico pulverizador deve ser posicionado de forma que nenhum dos fluxos de névoa atinja diretamente os corpos de prova.

3.5.3 - Durações do ensaio

- a) A duração do ensaio é estabelecida por especificação ou acordo entre as partes interessadas;
- b) O início do ensaio deve ser contado a partir do momento em que sejam obtidas todas as condições de operação;

c) Períodos curtos de interrupção do ensaio, necessário para inspeção, rearranjo ou remoção de corpos de prova, bem como para suprimento da solução e outros ajustes, devem ser computados na duração do ensaio. As operações devem ser programadas de forma que essas interrupções sejam reduzidas ao mínimo.

3.5 - Limpezas dos corpos de prova

Não havendo norma específica para o material ensaiado, os corpos de prova devem ser limpos após o ensaio, removendo-os da câmara de ensaio cuidadosamente, lavando-os em seguida em água corrente à temperatura inferior a 40°C, a fim de eliminar os depósitos de sal da superfície. Por último secar imediatamente.

4.0 – PROCEDIMENTO/RESPONSABILIDADE:

4.1 – Responsabilidades:

O ensaio deve ser realizado pelo técnico químico e ou técnico metalográfico.

4.2 – Procedimento:

a) O laboratório químico recebe o corpo de prova na embalagem com o número da solicitação de serviço controle de qualidade;

- b) O responsável pelo ensaio deve verificar no sistema a especificação do cliente quanto ao número de horas que a amostra deve resistir sem apresentar corrosão na camada (corrosão branca), e também no metal base (corrosão vermelha);
- c) Registrar na Planilha de fluxo de amostras – salt-spray (anexo I) e Monitoramento de ensaio em Salt-Spray (Anexo II) ;

Anexo I

FLUXO DE AMOSTRAS SALT-SPRAY											
Nº ensaio	Especificado		Entrada		Saída				Local. Coluna	Resultado	Analista resp
					Data		Hora				
	CB	CV	Data	Hora	CB	CV	CB	CV			

Anexo II

Monitoramento de ensaios em Salt Spray										
Nº S.S.C.G.	NÚMERO DO ENSAIO	DESCRIÇÃO DO ENSAIO	CÓDIGO DO ITEM	ENTRADA		SAÍDA		LAUDO	OBSERVAÇÕES	
				DATA	HORÁRIO	DATA	HORÁRIO			

- d) Colocar a amostra na câmara de salt-spray;
- e) Deve ser realizada a verificação diária (aproximadamente a cada 24 horas) das amostras, e registrar o resultado desta verificação no Check-List Amostras Salt-Spray (anexo III);

CHECK-LIST AMOSTRAS EM SALT SPRAY																																		
ENSAIO	HORAS																																	
	6	7	8	12	24	48	72	96	120	144	168	192	216	240	264	288	312	336	360	384	408	432	456	480	504	528	552	576	600	624	648	672	696	720

ANEXO III

f) Caso seja verificado que a amostra apresentou corrosão abaixo do tempo previsto, relatar nos anexos I, II, III e no sistema (laudos). Informar via relatório com foto o solicitante do ensaio;

g) Se a amostra atender os requisitos do cliente, relatar nos anexos I, II, III e no sistema (laudos);

h) Deve ser realizada a verificação dos parâmetros operacionais do ensaio, conforme anexo IV com uma periodicidade mínima de 16 horas.

Anexo VI

CONTROLE DIÁRIO DE PARÂMETROS EQUIPAMENTO SALT - SPRAY

temperatura do Câmara	Pressão do ar comprimido da	Temperatura do saturador	Presão do saturador	pH da solução	Vazão da nevoa	Analista resp
	esp: (35 ± 2)°C	esp: 0,7 - 1,7 kgf/cm2	esp: 45-50°C	esp: 0,7-1,4kgf/cm2	esp: 6,5-7,2	esp: 1-2 ml/h	
Data/hora							
Resultado							
Correção							
Laudo							