

RONALD VARGAS ORELLANA

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE UM SILICONE
DE CURA ACÉTICA COM ADIÇÃO DE SILICATO DE MAGNÉSIO**

São Paulo
2007

Ronald Vargas Orellana

**Avaliação das propriedades mecânicas de um silicone de cura
acética com adição de silicato de magnésio**

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

Área de Concentração: Prótese Buco Maxilo Facial

Orientador: Prof. Titular Reinaldo Brito e Dias

São Paulo
2007

FOLHA DE APROVAÇÃO

Orellana VR. Avaliação das propriedades mecânicas de um silicone de cura acética com adição de silicato de magnésio [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

São Paulo, __/__/2007

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

A Alfredo Vargas Cáceres, meu Pai, a Maria Emilia Orellana Quinteros, minha mãe, aos meus irmãos Aldo e Roxana, aos meus sobrinhos Andres e Nicol com amor, admiração, respeito e gratidão por sua compreensão, seu carinho, sua presença e seu incansável apoio ao longo do meu mestrado.

A minha companheira Luciane Gildo, pelos momentos de ausência, mau humor, ansiedade, nos momentos ruins, nos momentos bons e por ter me dado a alegria de ser pai.

A meu filho Leonardo Gildo Vargas, que chegou no momento certo para alegrar minha vida.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ter me dado esta grande oportunidade, por ter cuidado de meus pais, de meus irmãos e da minha família.

Ao meu orientador Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias, pelo incentivo que me ajudou a crescer, por acreditar no meu trabalho, pela paciência e, principalmente, pelo amigo que se mostrou nos momentos mais difíceis.

Às Prof.^{as} Maria Cecília Montagna, Cinthya Maria Freire Da Silva, Cleusa Ap. Campanini Geraldini, pelo carinho, pela atenção, pelo incentivo, e por compartilharem seus preciosos conhecimentos e experiências.

Aos Professores da Disciplina de Prótese Buco Maxilo Facial, pela amizade e convivência científica compartilhada.

À Prof.^a Neide Pena Coto, pela arte de saber dividir seus conhecimentos com tanta simplicidade e pela amizade cultivada nestes últimos anos.

Ao Prof. Dr. Rafael Yague Ballester do Departamento de Biomateriais e Bioquímica Oral, pela ajuda e orientação na etapa dos testes.

Ao Prof. Dr. Julio Xavier Galharte, pela simpatia e ajuda na revisão textual.

Aos técnicos do Departamento de Biomateriais e Bioquímica Oral Antonio Carlos Lascale e Silvio Peixoto Suarez, pela paciência com a qual me ajudaram a realizar os testes.

Ao Prof. Dr. Francisco Eugênio Loducca, pelos conselhos, pelas orientações na hora certa e por ter me indicado o caminho a seguir, sou muito grato.

À Secretária Sr^a Belira Carvalho e Silva, pela constante ajuda e orientação no dia a dia no Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilo Faciais.

Aos meus colegas mestrandos do curso de pós-graduação, pela amizade, pelo carinho e pela grande força que eles me forneceram.

Ao meu amigo e mentor Eduardo Milanesi Nunes Vieira e família, pelo incentivo, motivação, orientação e por ter me guiado até este maravilhoso país, sou muito grato.

À Prof.^a Elaine Sickert Hosni, pela amizade, simpatia, pelas suas palavras e por ter ela como exemplo de persistência.

Aos técnicos Paulo Sergio Andermarchi, Carlos de Falco Junior e Vanderlei Nunes Bassi (In Memoriam) pelo apoio, pela amizade e principalmente pelas orientações que me forneceram sobre esse mundo maravilhoso chamado Prótese Buco Maxilo Facial.

Aos Funcionários do Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilo Faciais da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, que me receberam todos os dias destes últimos anos com seus braços abertos.

Aos meus amigos, Anibal Lobato, Danilo Torrico, Erick Arzabe, Jorge Rios porque cada um deles soube me passar um pouco da sua riqueza cultural que me serviu muitas vezes de motivação para continuar nesta luta.

À Assistente Social Carla Cucolo do Conjunto Residencial da Universidade de São Paulo (CRUSP), por ter-me estendido essa mão amiga na hora certa.

"Mais vale um fato que mil palavras"

Alfredo Vargas Cáceres

Orellana RV. Avaliação das propriedades mecânicas de um silicone de cura acética com adição de silicato de magnésio [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

RESUMO

Os silicones requerem várias características e requisitos para seu uso na confecção de próteses faciais, principalmente, referente a textura da pele; para alcançar essa meta devem ser adicionados outros materiais. O objetivo deste trabalho foi avaliar as propriedades mecânicas de um silicone nacional RTV. de cura acética, disponível no mercado, adicionando silicato de magnésio (talco). O material foi estudado em seu estado original e com acréscimo de 10% e 20% de silicato de magnésio. Foi submetido a testes de alongamento de ruptura, resistência à tração ou tensão de ruptura e de resistência ao rasgamento. Após a avaliação individual dos corpos de prova, obteve-se uma média total de cada grupo e submeteu-se a estudo comparativo frente aos resultados obtidos por meio de análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey. O silicone em estado original mostrou-se mais resistente ao alongamento. O silicone com adição de 10 % de silicato de magnésio modificou suas propriedades mecânicas e obteve maior resistência à tração. O silicone com adição de 20 % de silicato magnésio obteve maior resistência ao rasgamento. O silicone em que foi adicionado 10 % de silicato de magnésio de maneira geral obteve os valores mais significativos nas três propriedades testadas, o que indica que adicionando mais de 10 % diminui as propriedades mecânicas gradualmente, tornando-se inversamente proporcionais.

Palavras-Chave: Silicone-Silicato de magnésio-Talco-Prótese Facial

Orellana RV. Evaluation of the mechanical properties of the cured acetic silicone added with magnesium silicate [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

ABSTRACT

The silicones request many characteristics and requirements for the use in the making of facial prostheses. To reach that objective other materials should be added. The aim of this work was to evaluate the mechanical properties of a national acetic cure silicone RTV, available in the market, adding silicate of magnesium (talc). The material was studied in your natural state and with increment of 10% and 20% of silicate of magnesium. It was submitted to tests of elongation and break, tensile strength and tear strength. After the individual evaluation of the specimens, it was obtained measured total of the each group and submitted to study comparative front to the results obtained through variance analysis (ANOVA) and Tukey test. The silicone in been original it showed to be more resistant to the elongation. The silicone with addition of 10% of silicate of magnesium modified your mechanical properties and obtained larger tear resistance. The silicone with addition of 20% of silicate magnesium obtained larger resistance to the tear strength. The silicone in witch it added 10% of silicate of magnesium in general obtained the more significant values in the three tested properties; that means that the increment of more than 10% lesses the properties gradually, becoming inversely proportional.

Keywords: Rubber silicone-Silicate of magnesium-Talc-Facial prosthesis

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

ANOVA	Analysis of Variance
ASTM	American Standard of Testing of Materials
HTV	High Temperature Vulcanizing
HSD	Honestly Significantly Different
Inc	Incorporation
ISO	International Standard Organization
KN	quilonewton
KN/m	quilonewton por metro
mm	milímetro
min	minuto
mm/s	milímetro por segundo
MPa	Mega pascal
RTV	Room Temperature Vulcanizing

LISTA DE FIGURAS

	p.
Figura 4.1- Placa de silicone com medidas de 15cm comprimento X 10cm largura X 0,30cm espessura, para obtenção dos corpos de prova.....	36
Figura 4.2- Corpo de prova para os testes de alongamento de ruptura e resistência à tração.....	36
Figura 4.3- Corpo de prova para os testes de resistência ao rasgamento.....	39
Figura 4.4- Máquina universal de ensaios KRATOS Inc. com o corpo de prova posicionado para os testes.....	40

LISTA DE GRÁFICOS

	p.
Gráfico 5 1- Alongamento em % dos corpos de prova em estado original.....	41
Gráfico 5 2- Alongamento em % dos corpos de prova a 10% de silicato de magnésio.....	42
Gráfico 5 3- Alongamento em % dos corpos de prova a 20% de silicato de magnésio.....	42
Gráfico 5 4- Resistência à tração em MPa dos corpos de prova em estado original.....	44
Gráfico 5 5- Resistência à tração em MPa dos corpos de prova a 10% de silicato de magnésio.....	45
Gráfico 5 6- Resistência à tração em MPa dos corpos de prova a 20% de silicato de magnésio.....	45
Gráfico 5 7- Resistência ao rasgamento em KN/m dos corpos de prova em estado original.....	47
Gráfico 5 8- Resistência ao rasgamento em KN/m dos corpos de prova a 10% de silicato de magnésio.....	47
Gráfico 5 9- Resistência ao rasgamento em KN/m dos corpos de prova a 20% de silicato de magnésio.....	48

LISTA DE TABELAS

	p.
Tabela 5.1- Médias totais dos testes (alongamento de ruptura).....	43
Tabela 5.2- Análise de variância / Tukey (HSD) - Análise das diferenças entre as categorias com um intervalo de confiança de 95% ($p \leq 0,05$) (alongamento de ruptura).....	43
Tabela 5.3- Médias totais dos testes (resistência à tração).....	46
Tabela 5.4- Análise de variância / Tukey (HSD) - Análise das diferenças entre as categorias com um intervalo de confiança de 95% ($p \leq 0,05$). (resistência à tração).....	46
Tabela 5.5- Médias totais dos testes (resistência ao rasgamento).....	48
Tabela 5.6- Análise de variância / Tukey (HSD) - Análise das diferenças entre as categorias com um intervalo de confiança de 95% ($p \leq 0,05$). (resistência ao rasgamento).....	48

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1 Materiais usados na confecção de prótese facial	16
2.2 Características essenciais, requisitos indispensáveis dos materiais ideais usados em prótese facial	18
2.3 Ensaios em materiais (elastômeros) usados para a confecção de prótese facial	19
3 PROPOSIÇÃO	31
4 MATERIAL E MÉTODOS	32
4.1 Material	32
4.1.1 Materiais Estudados	32
4.1.2 Aparelhos e Dispositivos	33
4.2 Métodos	33
4.2.1 Obtenção dos corpos de prova	34
4.2.2 Ensaios de alongamento de ruptura	36
4.2.3 Ensaios de resistência à tração ou tensão de ruptura	38
4.2.4 Ensaios de resistência ao rasgamento	38
4.2.5 Análise estatística	40
5 RESULTADOS	41
5.1 Alongamento de ruptura	41
5.2 Resistência à tração	44
5.3 Resistência ao rasgamento	46
6 DISCUSSÃO	50
7 CONCLUSÕES	55
REFERÊNCIAS	56
ANEXOS	61

1 INTRODUÇÃO

Devido a grandes perdas da face durante e após a Primeira Guerra Mundial, as próteses faciais começaram a ser confeccionadas com a integração entre cirurgiões-dentistas e cirurgiões-plásticos. Claude Martin, Martiner e Lemerle, em 1926, publicaram o trabalho *Próthese Restauratrice Buco-Faciale*, dedicado à especialidade prótese buco maxilo facial.

Em 1946, Silas Bradley desenvolveu o polidimetil-siloxano (borracha de silicone) que anos depois se converteria no material mais utilizado tanto para próteses maxilo-faciais como para reparações plástico-cirúrgicas. Dentre esses materiais, encontram-se a resina acrílica, o silicone RTV (Room Temperature Vulcanization), o silicone HTV (High Temperature Vulcanization) e o poliuretano.

Tendo em conta a antiguidade dos nossos materiais, os profissionais em saúde têm o dever de melhorar constantemente tais materiais, sem esquecer dos objetivos das próteses faciais que são restaurar a aparência (estética e cosmética) do paciente, restaurar a função, proteção dos tecidos (expostos e cruentos) e terapia psicológica (REZENDE, 1997).

Os acidentes automobilísticos e as oncocirurgias são os principais causadores das lesões faciais. Quando a reparação plástico-cirúrgica é contraindicada ou impossível de ser realizada a prótese facial ocupa o lugar de reabilitadora.

O sucesso das próteses faciais está diretamente ligado ao conhecimento, habilidade do profissional, local, extensão da lesão e ao uso de materiais apropriados.

A procura de um material ideal tem sido uma constante, nas próteses faciais procura-se sempre o material que ofereça maior dissimulação. A textura suave semelhante à pele, viscosidade, resistência, flexibilidade e durabilidade tornam-se importantes fatores para o sucesso do trabalho. Os silicões materiais em evidência atual, proporcionam alto grau de conforto, conciliando estética e segurança.

Porém sua maior limitação é a translucidez que pode ser minimizada com a adição de silicato de magnésio, mais conhecido como talco. A maior refinaria deste

produto no Brasil encontra-se no Paraná com uma produção de mais de 160 mil toneladas/ano.

O sucesso de qualquer prótese facial depende das propriedades mecânicas do material usado na sua fabricação. Embora existam muitos materiais disponíveis, nenhum destes cumpre todas as exigências ou requisitos indispensáveis para uma prótese satisfatória. Descoloração e perda das propriedades mecânicas acontecem com o passar do tempo, sendo que a maior degradação acontece nas margens da prótese. As margens são particularmente susceptíveis para degradação por causa da baixa resistência ao rasgamento, como resultado do uso de pigmentos, adesivos, agentes cosméticos, solventes e limpadores, que são aplicados à prótese.

As próteses faciais requerem substituição freqüente, tendo uma média de vida útil que varia entre um ano a um ano e meio, porque o elastômero e seus agentes de coloração sofrem mudanças, provocando a degradação da cor ou as propriedades mecânicas da prótese, razões pelas quais as próteses são substituídas.

Para determinar a relação ideal entre silicato de magnésio e silicone, este trabalho pretende testar mecanicamente um silicone de cura acética de fabricação nacional mais acessível no mercado, adicionando o silicato de magnésio, para determinar suas propriedades mecânicas em diferentes proporções, em estado original, 10% e 20%.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Materiais usados na confecção de prótese facial

Udagama e Drane (1987) afirmam que os uretanos, PVC, resinas acrílicas e o silicone ainda são os materiais mais populares entre uma grande lista dos que estão sendo usados para fabricação de próteses faciais. Cada material possui vantagens e desvantagens. O material ideal ainda vem sendo procurado através de pesquisas.

Rezende (1997) classifica os materiais utilizados na elaboração de próteses faciais em rígidos e flexíveis. Nos rígidos usados na confecção das próteses esta a resina que é utilizada com frequência. Os flexíveis usados na confecção de próteses faciais são os seguintes: resina resiliente, material empregado na atualidade, principalmente por se assemelhar bastante à textura da epiderme (Palamed, Rapidaflex, etc.). Silicones de vulcanização por adição ou por calor são usados largamente. As tendências atuais, ao que tudo indica, pela evolução dos materiais utilizados na confecção de próteses faciais, repousa nos silicones. PVC (cloreto polivinílico) esse material é usado por muitos profissionais. Há algum tempo usava-se um tipo de PVC chamado "PVC Cordo", que é usado no Memorial Hospital de Nova Iorque. Esse material permite realçar a textura da pele e sua flexibilidade imitando perfeitamente os tecidos faciais. Suas desvantagens são a proibição de importação (aquisição), a prótese perde a cor e se enrijece em pouco tempo, havendo necessidade de nova confecção. O poliuretano, segundo os estudos, é um material muito bom para a confecção de próteses. Não devemos esquecer ainda que os especialistas estão à procura do material ideal. Os tipos de silicones usados na confecção de prótese faciais são: silicone RTV (dimetilpolissiloxano), bi componente, incolor e transparente é catalisado com o octoato de estanho junto com o silicato de etila, não tem boa resistência ao rasgamento, sendo bastante frágil para seu manuseio diário. Silicone RTV (dimetilpolissiloxano) monocomponente, incolor e transparente é catalisado com o

dimetildiacetoxi-silano, que em contato com a umidade do ar atmosférico reage, vulcanizando o silicone e produzindo o ácido acético como produto secundário. Tem boa resistência ao rasgamento, com boa indicação para uso em próteses facial (SABÓIA, 1989). Silicone RTV (vinilpolissiloxano) incolor e transparente é catalisado com sais de platina e tem excelente resistência ao rasgamento, sendo de boa indicação o seu uso para próteses faciais. Silicones HTV (dimetilpolissiloxano) incolor transparente, é catalisado a quente e tem excelente resistência ao rasgamento, sendo também uma ótima indicação próteses faciais. Estes tipos de silicones são incolores e transparentes, sendo, portanto necessário torná-los opacos e coloridos, na cor e textura da pele do paciente. Para torná-los opacos, utilizamos cargas inorgânicas tais como as sílicas coloidais quartzo micronizado. Para colori-los na cor da pele, utiliza-se pigmentos inorgânicos como óxido de ferro nas cores amarelo, vermelho, marrom e preto, com todas as derivações destas. O dióxido de titânio é um pigmento branco também usado em pequenas proporções para dar opacidade à prótese facial.

Coto (2006) relata que no século XVI, espanhóis e portugueses tiveram contato com um produto extraído de uma árvore natural das Américas que apresentava alta elasticidade e flexibilidade desconhecida até então entre os materiais já descobertos; este produto recebeu o nome de borracha. Em 1933, houve a ocorrência do primeiro polímero industrial, o PVC. A partir daí, muitas pesquisas vêm sido efetuadas, conseguindo através de materiais conhecidos como polímeros, que são representados por borrachas, fibras e plásticos. O polímero origina-se do grego poli (muitos) e mero (unidade de repetição); polímero é uma macromolécula composta por unidades de repetição ligadas por uma ligação covalente. Sua matéria prima é um monomero (molécula com uma unidade de repetição) suas propriedades físicas dependem do comprimento da molécula e de sua massa molecular, os materiais poliméricos apresentam usualmente, baixa densidade, pequena resistência à temperatura e baixa condutividade elétrica e térmica. Termofixos são polímeros que quando aquecidos ou quando recebem um ativador, amolecem, curam (formam ligações cruzadas que impedem o retorno do material à forma primária) e quando recebem calor novamente não alteram a forma, por exemplo, o silicone.

2.2 Características essenciais, requisitos indispensáveis dos materiais ideais usados em prótese facial

Bulbulian (1945) descreve os requisitos essenciais para um material teoricamente perfeito: o material deve ser compatível com os tecidos sobre os quais vai ser aplicado, de maneira a não causar irritações ou desconforto enquanto estiver sendo usado. Macio e flexível como o tecido vivo, de maneira a parecer com a maciez da pele do rosto; leve de maneira que possa ser facilmente retido sobre a face sem perigo de se deslocar ou cair. Opaco (como a pele), não transparente, de maneira a ter aparência de vida. Facilmente amoldável, isto é, deve prestar-se a uma das técnicas rotineiras de laboratório de prótese dental, sem que haja necessidade da elaboração de moldes caros ou complicados (metálicos, metalizados). Mau condutor do calor, de modo a não afetar desfavoravelmente a parte do rosto que esteja em contato com ele. Não deve ser afetado física ou quimicamente por fatores exógenos (luz do sol, calor, frio, poeira) ou por fatores endógenos (suor, saliva), de maneira a poder ser usado por longo período, sem ser deteriorado. Facilmente duplicável, para que possa fazer nova prótese em pouco tempo, em casos de perda descoloração ou fratura. Facilmente adquirido e não deverá ser dispendioso; finalmente deve ser facilmente lavável.

Rezende (1997) afirma que apesar de os elastômeros e polímeros melhorarem bastante a prótese facial, não há material ideal que se pareça com a pele humana e que satisfaça todos os requisitos enumerados a seguir. Deve ser compatível com a pele humana (biocompatível) e não causar irritação nos tecidos. Não deve provocar inflamação ou reação alérgica de corpo estranho e não pode ser carcinogênico. O peso deve ser leve de tal forma que o paciente não sinta moléstias e que tenha confiança de que a prótese não se deslocará com o uso diário prolongado. A cor deve combinar com a pele humana o mais próximo possível. A condutibilidade térmica deve ser baixa. Deve resistir à limpeza diária, não deve ser poroso. Deve possuir boa resistência ao desgaste, ser forte, não deve sofrer variações térmicas e à luz solar. E o custo deve ser baixo e facilmente disponível.

2.3 Ensaio em materiais (elastômeros) usados para a confecção de prótese facial

Zharikova et al. (1965) relataram a relação das propriedades mecânicas e a estrutura supramolecular do thiuram vulcanizado misturado com silicones: natural SK, silicone sintética, polyisoprano SKI, polybutadiene SKD e sodiumbutadiene SKB. Os corpos de prova foram levados ao microscópio eletrônico (Teste de Dumbell). Concluíram que o thiuram vulcanizado, misturado com os quatro diferentes silicones NK, SKI, SKD e SKB à temperatura dentre 20° C a 70° C, não modifica a sua estrutura supramolecular. Observou-se uma mudança, aumentando os valores dos ensaios de tensão.

Jack e Kanter (1970) afirmam que as principais desvantagens do silicone, são sua baixa resistência à tração e falta de resistência ao rasgamento para o vedamento periférico das próteses com a pele do paciente, que é requerida na maioria das substituições de perdas maxilo faciais. Porém, isto foi superado, incorporando fibra sintética delgada e resistente, bem como tecidos de dacron nas próteses. Também se pode fazer uma base de resina acrílica fornecendo maior estabilidade à prótese.

Gonzalez (1978a) relata que o homem desde os tempos antigos tem procurado um apropriado substituto artificial para o tecido vivo. Esta foi uma tarefa muito frustrante e ao mesmo tempo desafiadora para a comunidade científica envolvida. A restauração protética é a única alternativa que ironicamente a cirurgia reconstrutiva oferece para o deformado facial. Esta revisão relata o progresso que foi feito em recentes anos, desenvolvendo materiais teoricamente ideais ou satisfatórios para a restauração protética de defeitos faciais. Há evidência encorajadora que o desenvolvimento de um material ideal para próteses faciais é uma meta atingível.

Gonzalez, Chao e Na (1978b) estudaram o comportamento físico e mecânico de poliuretanos usados na confecção de próteses faciais. Os parâmetros estudados foram dureza da superfície, módulo de elasticidade (M), força (S),

porcentagem de alongamento e relação de S/M. Os resultados mostraram que o comportamento físico e mecânico do poliuretano pode ser alterado por meio de variações na composição básica do material realizadas por mudanças na relação e pela adição de catalisadores. Baixas quantidades de uma das bases (isocyanate) e nenhum catalisador alcançaram parâmetros propostos como ideais para assemelhar ao tecido vivo. Ao processar o material é essencial evitar que se formem bolhas de ar, pois isso pode tornar as próteses menos duráveis e podem ser mascaradas pela adição de colorantes.

An, Gonzalez e Chao (1980) mostraram que os elastômeros poliuretanos são macios e flexíveis, características que são indispensáveis para simular tecido facial. Além disso, estes materiais possuem uma resistência ao rasgamento maior quando comparados com outros materiais. As propriedades físicas e mecânicas são muito sensíveis à composição e à quantidade do catalisador adicionado. Estas propriedades estatisticamente não foram modificadas pela temperatura nem pelo tempo de cura usado para a vulcanização. Concluem afirmando que são necessários estudos futuros da vulcanização do material com tempos mais prolongados de vulcanização e temperaturas mais altas para determinar os efeitos sobre as propriedades físicas e mecânicas.

Goldberg, Craig e Filisko (1980) avaliaram a energia necessária para o rasgamento de uma determinada superfície em seis elastômeros com baixos parâmetros no módulo de elasticidade, quatro materiais de poliuretano e dois materiais de silicone para próteses faciais comercialmente disponíveis. Os resultados obtidos dos silicões foram entre 0,63 e 6,56 erg/cm², enquanto os poliuretanos variaram de 8,49 a 50,0 erg/cm², tornando-os mais resistentes ao rasgamento.

Lewis e Castleberry (1980) enfatizam que os avanços para encontrar um material ideal ajudaram a diminuir os passos na confecção das próteses faciais, reduzindo o custo o qual é o principal objetivo ainda a ser atingido. Os silicões alteram suas propriedades mecânicas devido a impurezas dos materiais com os quais são misturados, o que requer muita atenção na hora da confecção propriamente dita. Podem ocorrer mudanças nas propriedades mecânicas quando

o silicone esta em contato com mufas e gesso sujos de poeira, excesso de isolante etc. A diferença de obter um material com características ideais é baseada nos cuidados que o operador tem na confecção coadjuvada com um silicone com boas propriedades mecânicas e de baixo custo.

Udagama e Drane (1982) relatam que um adesivo médico Silastic tipo A metil siloxano triacetoxo misturado com silicone possui uma ampla gama de vantagens biológicas, clínicas e ótimas propriedades mecânicas para a confecção de próteses faciais, porém ainda as propriedades biocompatíveis permanecem não significativas, o que é uma desvantagem para este material; ainda estão sendo administradas investigações para sua melhora.

Valauri (1982) enfatiza que as deformidades maxilo faciais são resultado de malformações congênitas, trauma ou extirpação de tecido maligno, a restauração pode ser feita de várias formas, reposicionando osso, enxertos de tecido e osso e a restauração do contorno da lesão. Nestes casos o cirurgião e o protesiólogo deverão trabalhar de mãos dadas; as reabilitações protéticas poderão ser temporárias ou permanentes, dependendo da extensão da deformidade, da idade do paciente e das necessidades em longo prazo. Podem ser feitas próteses de vários materiais, inclusive metacrilato de metil, silicone e polivinil. Enquanto não é encontrado um material ou uma substância que cumpra todas as propriedades de uma prótese ideal, a procura para materiais e substâncias satisfatórias continuará.

Yu, Koran e Powers (1983) enfatizam que as propriedades físicas, mecânicas e a cor são as principais características que os protesiólogos requerem na escolha de um silicone para a confecção de próteses maxilo faciais. O material que é usado para substituir tecidos faciais perdidos, tem que duplicar as características dos tecidos vivos e tem que prover uma estética e textura natural. Materiais elásticos e naturais tornaram possível a fabricação de próteses maxilo faciais estéticas e duráveis. O propósito deste estudo foi investigar o efeito de várias temperaturas de processamento nas propriedades mecânicas e a cor de um silicone usado para a confecção de próteses maxilo faciais. Estas informações deveriam servir como um protocolo a clínicos, selecionando as próprias condições

do processo destes elastômeros em aplicações práticas. Demonstraram que as características mecânicas dos materiais dependem da temperatura do processo.

Turner et al. (1984) avaliaram as propriedades físicas do Isophorone desenvolvido na Faculdade de Alabama e o Epithane fabricado pela Daro Produtos Inc. e fizeram um estudo comparativo com o silicone MDX 4-4210 fabricado pela Dow Corning USA. Os resultados obtidos foram: menor resistência à tração para o Epithane, menor alongamento de ruptura para o MDX 4-4210 menor resistência ao rasgamento para o Isophorone e menor dureza Shore A para o Epithane, de maneira que o Isophorone alcançou os melhores resultados, mostrando-se como o melhor material nesse estudo.

Kouyoumdjian, Chalian e Moore (1985) estudaram as propriedades físicas do silicone RTV MDX 4-4210 em estado original e com a adição de 5%, 10%, e 15% do silicone 360 MF 100cs foram testadas as seguintes propriedades: resistência à tração, alongamento de ruptura (ASTM D412), resistência ao rasgamento (ASTM D624) e dureza Shore A (ASTM D2240). As propriedades físicas iniciais do silicone de RTV sem adição eram superiores aos valores do silicone modificado com 5%, 10%, e 15% do silicone 360 MF com exceção da dureza, resistência ao rasgamento e o alongamento de ruptura estavam no padrão standard; a resistência à tração ficou abaixo dos valores aceitados.

Wolfaart, Chandler e Smith (1985) desenvolveram um novo silicone para uso em prótese facial chamado Cosmesil, o qual foi apresentado em duas consistências diferentes, uma dura e outra mole. Para ver as propriedades mecânicas, fizeram um estudo comparativo com outros silicones, Silastic 382, Silastic 399 e Silastic MDX4-4210 todas fabricadas pela Dow Corning USA e um silicone denominado Silskin England. Os resultados foram alentadores pelo fato de que a Cosmesil tem duas consistências, o que a faz superior no quesito dureza, os demais ensaios realizados como resistência ao rasgamento, alongamento de ruptura, e resistência à tração comparativamente manteve-se na média dos valores totais, concluindo que o Cosmesil é um material apropriado para a confecção de prótese facial.

Pamenius e Ohlson (1987) realizaram um estudo com três elastômeros fabricados pela Pexiglass, testando-os na máquina universal de ensaios. Os três tipos de elastômeros foram levados na boca para ver seu comportamento após a remoção e após a moldagem. No que se refere às propriedades mecânicas, o autor relata que o conhecimento das propriedades elásticas não é suficiente para podermos fazer uma classificação dos materiais, dependendo do tipo de uso.

Farah et al. (1987) descreveram as propriedades mecânicas do adesivo médico Silastic tipo A metilssiloxano triacetoxi, misturado ao silicone MDX 4-4210 os resultados mostram uma diminuição da dureza Shore A, módulo de elasticidade e a resistência à tração ao contrário do alongamento de ruptura e a resistência ao rasgamento que incrementou-se. Estas proporções foram de 50% de Silastic adesivo tipo A e 50% Silicine MDX 4-4210.

Borggreve, Gaymans e Schijer (1988) estudaram por ensaios de tensão uma mistura de silicone 90% e 10 % de Nylon-6, notando que as partículas de silicone não endureceram o nylon-6 ao se misturar; então, explica-se que o nylon-6 atua como concentrador de tensão. Os autores concluem que ainda podem ser melhoradas as propriedades mecânicas desta mistura como por exemplo o alongamento, agregando uma segunda fase. As partículas do silicone ao não interagir com o nylon-6 devem ter um componente plástico para melhorar a propriedade da tensão.

Carvalho (1989) conduziu um estudo sobre as propriedades físicas de dois silicones para a confecção de próteses buco maxilo faciais; Facsil L, Facsil R, e as comparou com um silicone americano MDX 4-4210 e com uma resina resilente brasileira Rapidaflex. O autor avalia alteração dimensional, dureza Shore A, alongamento de ruptura, resistência à tração ou tensão de ruptura, 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 que foi o material que mais se aproximou dos níveis ideais, mas não exclui seu uso em prótese facial. A resina resilente Rapidaflex também é inferior ao MDX 4-4210, com relação às propriedades físicas.

Saboia (1989) avaliou as propriedades físicas de alguns silicones nacionais de cura acética de uso em prótese buco maxilo facial; Silastic 732, Rhodiastic 151 e TH 213 que vulcanizam em condições ambientais normais misturados a outro silicone Silastic MDX 4-4210. O autor avaliou a alteração dimensional, dureza Shore A, alongamento de ruptura, resistência à tração ou tensão de ruptura, resistência ao rasgamento. Concluiu que os silicones nacionais Rodiastic 151, TH 213, e Silastic 732, misturados em proporções de 75% e 50% ao silicone Silastic MDX 4-4210, tiveram as propriedades físicas alteradas em relação aos produtos em estado natural, no caso de ser misturado ao 25% os resultados não foram satisfatórios para seu uso em prótese facial. Os três silicones testados ao apresentarem resultados inferiores ao MDX 4-4210, ganham uma vantagem: alcançam uma textura mais próxima à da pele humana.

Veres et al. (1990a) afirma que o silicone usado para a confecção de próteses faciais pode causar dano aos tecidos por abrasão. Causar dano é uma preocupação particular quando são retidas próteses mecanicamente contra os tecidos. Os autores realizaram um estudo em que foram comparadas a dureza e a umidificação de dois materiais: Cosmesil e Molloplast-B. As superfícies de teste estavam separadas com pedra, sabão, alginato, pasta de silicone e um grupo controle. Foram processados os corpos de prova dos silicones Cosmesil e Molloplast-B contra as cinco superfícies diferentes. Os resultados foram levados para análise estatística Tukey ($\leq 0,05$). O resultado foi que o silicone Molloplast-B mostrou maior umidade que o silicone Cosmesil (3,22 graus mais alto). O Molloplast-B mostrou ser mais duro que o Cosmesil (9,75 unidades mais duro). Os espécimes mais macios foram processados com separador de sabão. A pasta de silicone originou os espécimes mais duros. As propriedades mecânicas do Cosmesil e a umidade da superfície aumentaram e a dureza está dentro do padrão ideal para uso em próteses faciais.

Veres et al. (1990b) afirmam que os silicones não têm uma textura de superfície inerente, eles adotam a textura das superfícies contra as quais são processados, num estudo realizado com dois silicones Cosmesil e Molloplast-B. Eles comparam a textura da superfície de cada material para depois determinar a aspereza. Os resultados foram levados à análise de variância Tukey, mostrando uma diferença significativa. Conclui-se que os silicones que foram processados em

modelos de gesso resultam menos ásperos e não causam trauma aos tecidos em que serão colocados.

Carl et al. (1992) realizaram uma pesquisa internacional para determinar quais são os materiais freqüentemente mais usados na confecção de próteses faciais e somato próteses. A pesquisa também indaga informação sobre vantagens e desvantagens, métodos para caracterizar e as características de um material ideal. Os resultados da pesquisa indicaram que a maioria dos protesiólogos, usam silicones RTV vulcanizados à temperatura ambiente, a caracterização é intrínseca com pigmentos vegetais secos e pigmentos usados pelos artistas plásticos. Concluindo que há necessidade de pesquisas adicionais em materiais para próteses faciais.

Polyzois, Stafford e Winter (1992) afirmam que as próteses faciais devem se assemelhar aos tecidos perdidos e que ao serem observadas o mais perto possível estes devem passar despercebidos; esta tarefa é imperativa e exigente. Nesse estudo, foram incluídas próteses faciais, porque há partes que apresentam propriedades mecânicas diferentes que tentam simular tecidos faciais e as superfícies são irregulares. Concluem que as propriedades mecânicas das próteses faciais confeccionadas com silicones vulcanizados à temperatura ambiente (RTV) são modificados, dependendo da alteração na arquitetura molecular.

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

Gregory, Arne e Anette (1994) estudaram as propriedades mecânicas de três silicones: dois (RTV) vulcanizados à temperatura ambiente (A-2186 e Silbione 71666) e um (HTV) vulcanizado a alta temperatura (Mollomed) foi comparado e avaliado o potencial citotóxico. As propriedades investigadas foram resistência à tração ou tensão de ruptura, porcentagem de alongamento, resistência ao rasgamento e dureza. Essas propriedades testadas foram escolhidas na confecção das próteses faciais. Os resultados deste estudo mostram que o silicone A-2186 é um material que combina alta resistência ao rasgamento e grau baixo de dureza. Esta combinação de propriedades físicas, com certeza, tem vantagens sobre o silicone Mollomed. O silicone Silbione 71666 mostrou resultados insatisfatórios, sendo mais fraco para a confecção de prótese facial. Finalmente o silicone Mollomed, A-2186 e Silbione 71666 não demonstraram efeitos citotóxicos sendo aptos para a confecção de próteses faciais.

Andreopoulos, Evangelatou e Tarantili (1998) avaliaram as propriedades mecânicas de um silicone usado para a confecção de próteses faciais reforçadas com várias quantias de pó de sílica. Nos resultados, observou-se a melhora no ângulo de contato das próteses com o tecido, a resistência à tração e o alongamento de ruptura mostraram um aumento crescente com a adição de pó de sílica até 35%, considerando que o módulo elástico exibiu dependência pequena no conteúdo da sílica e a resistência ao rasgamento aumentou continuamente com o acréscimo em volume do pó de sílica.

Polyzois e Pettersen (1998) investigaram as propriedades físicas mecânicas e as propriedades citotóxicas de dois silicones RTV vulcanizadas à temperatura ambiente o Silskin 2000 e o Elastosil M3500. As propriedades investigadas foram resistência à tração, alongamento de ruptura, módulo elástico, resistência ao rasgamento, dureza, e estabilidade da cor. Foram selecionadas estas propriedades por causa da importância clínica deles na confecção de próteses faciais. Os resultados indicam que o silicone Elastosil M3500 tem uma combinação de alta resistência ao rasgamento, alongamento de ruptura e baixa dureza, comparado com o Silskin 2000. Os dois materiais demonstraram baixo índice de citotoxicidade.

Lai e Hodges (1999) compararam as propriedades físicas do silicone A-2186 processadas e curadas em modelos de pedra dental e modelos de aço, outras variáveis foram o acréscimo de aditivos e as condições de cura do material. As amostras foram submetidas a testes de dureza, resistência à tração ou tensão de ruptura, alongamento de ruptura, resistência ao rasgamento os resultados foram submetidos à análise de variância ANOVA. Mostrando que a dureza, tensão de ruptura e alongamento de ruptura do silicone curado em gabaritos de metal aço são significativamente maiores, o silicone curado em moldes de pedra dental, adicionando uma pequena quantidade de um pigmento, kaolim e fibra, reduz a dureza, tensão de ruptura, alongamento de ruptura e resistência ao rasgamento. Assinalam também que durante o processamento na confecção das próteses faciais a cura dos silicones pode se inibir por restos de impurezas, as propriedades físicas podem ser alteradas, inclusive afirma que os modelos de pedra e metal sujos podem originar dados diferentes no que diz respeito às propriedades físicas.

Gregory et al. (2000) investigaram as propriedades físicas: tensão de ruptura, alongamento, dureza, peso e alteração da cor do silicone Episil para confecção de prótese facial. Depois de ser imerso durante 6 meses em sebo e suor foram feitas medições de peso e controle da cor no cronograma de 5, 15, 30 e 180 dias; os ensaios foram feitos segundo as normas da ASTM D-2240. Nos resultados, observaram-se o aumento de peso pelas porosidades microscópicas do silicone, a cor afetou-se pela umidade dos fluidos, as propriedades físicas melhoraram devido a estes fluidos que ajudam a manutenção das borrachas de silicone, mantendo essas propriedades quase intactas. Concluem que as próteses faciais fabricadas com silicone podem se manter sem modificar suas propriedades físicas durante um período de um ano e meio, podendo apresentar algumas mínimas mudanças que não repercutem nos valores desta pesquisa.

Aziz, Waters e Jagger (2002) desenvolveram uma fórmula para um novo silicone, com a finalidade de melhorar as propriedades mecânicas em comparação a materiais comercialmente disponíveis. As formulações desenvolvidas estavam baseadas numa condensação química que contém uma base polidimetilssiloxano adicionando sílica hidrofóbico e o catalisador, sendo 80 % de base por 20 % de sílica. Mantendo constante a quantidade de catalisador, os resultados revelaram um

aumento considerável na resistência ao rasgamento comparado aos materiais comercialmente disponíveis que têm resistências inferiores. Concluindo, que o material de escolha para a confecção de próteses faciais é o silicone. Porém há muitos silicones que não cumprem com as propriedades mecânicas, particularmente a resistência ao rasgamento.

Kukreja et al. (2002) pesquisaram as propriedades físicas e mecânicas de um silicone misturado com óleo vegetal e carbono preto. Mostrando que quando misturados com carbono preto as propriedades físicas e mecânicas como alongamento de ruptura e dureza incrementavam-se em 300%. A resistência ao rasgamento e a resistência à tração ou tensão de ruptura diminuía. Quando o silicone era misturado com óleo vegetal aumentava a resistência ao rasgamento, resistência à tração ou tensão de ruptura e o alongamento e a dureza diminuía.

Lai et al. (2002) avaliaram as propriedades mecânicas de um novo material para prótese facial à base de metacryloxypropyl e polidimetilssiloxano MPDS-FS e o compararam com o silicone A-2186 amplamente usado em prótese facial. Realizaram testes de dureza, resistência à tração ou tensão de ruptura, alongamento de ruptura, resistência ao rasgamento. Os resultados mostraram que o silicone MPDS-FS é similar com o silicone A-2186 no quesito dureza, nas outras propriedades mecânicas testadas, o silicone MPDS-FS, tornou-se completamente superior ao silicone A-2186.

Karayazgan, Gunay e Evlioglu (2003) afirmaram que o uso de fibril ou reforços de sílica (sílica polvilho) no elastômero de silicone usado para preparação de uma prótese facial. Reforçaram o referido material, e que as propriedades mecânicas aumentaram (resistência à tração ou tensão de ruptura e alongamento de ruptura) com uma fração de volume de sílica crescente até 35%, considerando também que a resistência ao rasgamento aumentou continuamente. Resultados satisfatórios poderiam ser obtidos acrescentando tulle na confecção das próteses faciais, o qual é usado no teatro para coser uma barba ou bigode. Nos resultados, evidenciou-se aumento na resistência ao rasgamento da margem da prótese facial. Tulle é fabricado em várias cores, gamas de elasticidade e densidades; a sua incorporação nas margens de uma prótese de silicone resulta em margens que são

mais estáveis, mais resistentes ao rasgamento e menos provável a deformação durante a aplicação ou remoção de adesivos, cosméticos, ou limpeza com os agentes.

Aziz, Waters e Jagger (2003a) conduziram um estudo no qual as amostras de silicone eram modificados por um tratamento de protoplasma de argônio seguido por um tratamento químico de oxi-etileno silano, as amostras foram submetidos a ensaios de tensão. Os resultados demonstraram que a propriedade de resistência à ruptura aumentou significativamente, a superfície das amostras modificou-se e a capacidade de absorção de água abaixou.

Aziz, Waters e Jagger (2003b) avaliaram as propriedades físicas de cinco silicones comercialmente disponíveis para próteses buco maxilo faciais, os quais na sua composição básica contêm: PDMS (polidimetilssiloxano - elastômero) e sílica. Foram feitos os testes de dureza, resistência à tração ou tensão de ruptura, resistência ao rasgamento, absorção de água (saliva). Os silicones testados foram Cosmesil HC, Cosmesil St, Factor II, Prestige e Nusil. Os resultados obtidos mostram uma diferença significativa: maior resistência à tração ou tensão de ruptura dos silicones Cosmesil HC, Factor II e Nusil. Na resistência ao rasgamento se destacou o silicone Nusil; no alongamento de ruptura se destacou o silicone Cosmesil HC; na dureza obtiveram maior resistência as silicones Cosmesil HC e Cosmesil St; na capacidade de absorver água, os maiores valores foram os dos silicones Cosmesil St, e Prestige.

Bellamy et al. (2003) desenvolveram um novo silicone com propriedades superiores em comparação com dois silicones usados em prótese buco maxilo facial, comercialmente disponíveis, Factor II, A 2186 (factor II Inc. Lake sid, Ca, USA) e technorent silicone elastomer (technovent ltd. UK) foram submetidos a testes de dureza, viscosidade, elasticidade e tensão. O resultado foi um silicone com maior resistência à ruptura, menor dureza e viscosidade comparável com os silicones comercialmente disponíveis.

Lu et al. (2005) estudaram as propriedades mecânicas de vários elastômeros reforçados ou misturados com Dimetacrilato de Zinco (ZDMA), que praticamente

aumentaram as propriedades mecânicas tornando-se mais resistentes. A explicação deste fenômeno pode estar na cristalização das partículas do ZDMA, e na microestrutura do ZDMA misturadas nos elastômeros, para tornarem-se mais resistentes ou terem maiores resultados com relação às propriedades mecânicas.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar um silicone (RTV) de cura acética de fabricação nacional em estado original, com adição de silicato de magnésio a 10% e a 20%, submetidos a testes de alongamento de ruptura, resistência à tração ou tensão de ruptura e resistência ao rasgamento, na máquina universal de ensaios KRATOS Inc. visando seu uso para próteses buco maxilo faciais.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

4.1.1 Materiais Estudados

- Sanisil é um mastique impermeável monocomponente, incolor à base de silicone (elastômero), de cura acética em contato com a umidade do ambiente (RTV) contém anti-fungo e tem grande resistência química aos raios solares.

Dados técnicos de importância do material:

- Peso específico 0,98 g/ml
- Dureza Shore A 20 (ISO868)
- Temperatura de aplicação % a 50 ° C
- Velocidade de vulcanização 1,5 mm/24 horas
- Resistência à tração 0,6 MPa
- Resistência ao rasgamento 4,0 N/mm (ISO 34 metodo C)
- Alongamento de ruptura > 140 %
- Módulo de elasticidade a 100% 3,6 kg/cm² (ISO 8339)
- A cura superficial ocorre em 24 horas e a cura total em sete dias.

- Silicato de Magnésio ou esteatita (talco) é um mineral filossilicato com composição química $Mg_3Si_4O_{10}(OH)_2$. Cristaliza no sistema monoclinico, sendo os cristais muito raros. Apresenta-se geralmente em massas fibrosas ou foliadas. A sua cor varia de branco a cinzento, verde maçã a amarelada, apresenta risca branca, brilho vítreo a nacarado e é translúcido a opaco. É um mineral de baixa dureza (1 na escala de Mohs) e o peso específico varia entre 2,7 a 2,8. Este material foi fornecido pelo Departamento de Ciências Farmacêuticas da USP

- Gesso pedra tipo IV, Durone fabricado pela DENTSPLY Indústria Comércio, Petrópolis-RJ, Brasil

- Gesso pedra tipo III, fabricado pela ASPER Indústria Química Ltda., São Caetano do Sul-SP, Brasil
- Isolante para gesso Cel-Lac., fabricado pela S.S. White artigos dentarios S/A, Rio de Janeiro, Brasil
- Resina Acrílica auto-polimerizante JET., fabricado pela Clássico artigos odontológicos, São Paulo, Brasil.

4.1.2 Aparelhos e Dispositivos

- Espátula e gral
- Seringas descartáveis de 10 ml
- Pipeta graduada de plástico descartável de 1 ml fornecida pela BIO II da USP
- Muflas especiais, fabricação nacional
- Prensa de metal, fabricação nacional
- Facas para o corte dos corpos de prova
- Máquina universal de ensaios KRATOS Inc. do Departamento de Biomateriais e Bioquímica Oral da FOU SP, utilizada para ensaios de, alongamento de ruptura, resistência à tração e resistência ao rasgamento.

4.2 Métodos

Com a resina autopolimerizante se confeccionou um modelo retangular de 10cm largura x 15cm comprimento x 0,30cm espessura, que foi incluída na mufla de metal primeiramente em gesso pedra tipo III, criando uma folga como se fosse um material de impressão (silicone pesado), permanecendo por 24 horas em repouso. Depois desse tempo, preparou-se gesso pedra tipo IV para incluir de novo o gabarito de resina para obter maior resistência e maiores detalhes. Esperaram-se 24 horas antes de ser colocada a contra-mufla. Isolamos o gesso previamente com CEL-LAC, colocamos a contra-mufla, preparamos o gesso pedra tipo IV, preenchendo uma camada e depois colocamos gesso tipo III até o final da

contra-mufla. É levado à prensa metálica com dimensões maiores que as habituais, aplicando uma carga de 500 quilos. Depois de 24 horas, abriu-se a mufla para retirar o gabarito de resina obtendo uma matriz para a prensagem do silicone, o qual seria removido depois de sete dias, segundo especificações do fabricante, quando alcançou a cura total.

O silicone Siliflex foi prensado em estado original diretamente da embalagem sem acréscimo de nenhum aditivo para obter os corpos de prova denominados corpos de prova em estado original, seguindo os seguintes passos: isolamento da mufla e contra-mufla, incorporação do silicone do centro para fora, fechamento com a contra-mufla, a mufla foi levada na prensa metálica com carga de 500 quilos, ficando por 7 dias antes de ser retirado. As lâminas de silicone obtidas se armazenaram numa gaveta à temperatura ambiente acima de placas metálicas de aço inox fornecidas pela ELG-INOXIDÁVEIS. para não interferir nas dimensões.

Os parâmetros usados para começar a fazer as misturas dos corpos de prova, foram adquiridos da prática cotidiana e testes preliminares no laboratório da Disciplina de Prótese Buco Maxilo Facial da FOU SP, e segundo nossa proposta, são: silicone em estado original, silicone e silicato de magnésio a 10% e silicone e silicato de magnésio a 20% não se optou por maiores valores de silicato de magnésio por ter um volume maior que do silicone tendo em conta que nosso estudo foi feito em medidas de volume.

Para seguir um padrão de confecção nas medidas dos materiais, mediu-se o silicone numa seringa descartável de 10 ml e as medições do silicato de magnésio numas pipetas descartáveis de 1ml, então para obter uma mistura de silicone e silicato de magnésio a 10 % usava-se 10 ml de silicone por 1 ml de silicato de magnésio e para obter uma mistura a 20 % usava-se 10 ml de silicone por 2 ml de silicato de magnésio.

4.2.1 Obtenção dos corpos de prova

Foram confeccionadas seis lâminas de silicone medindo 10cm largura x 15cm comprimento x 0,30cm espessura em estado original, denominados Sil00,

seis lâminas de 10cm x 15cm x 0,30cm de silicone com adição de 10% de silicato de magnésio, denominados Sil10 e seis lâminas de 10cm x 15cm x 0,30cm de silicone com adição de 20% de silicato de magnésio, denominados Sil20. (Figura 4.1)

Para a obtenção dos corpos de prova para os testes de alongamento de ruptura foram levados duas lâminas de silicone Sil00, duas lâminas de silicone Sil10 e duas lâminas de silicone Sil20 na faca para cortes seguindo as especificações da ASTM D 1456-86 (1991), obtendo-se de cada lâmina, dez corpos de prova perfazendo um total de vinte corpos para cada mistura, dos quais foram sendo eliminados os corpos de prova com bolhas, defeitos de vulcanização, alteração dimensional ou algum outro tipo de distorsão, também foram descartados os primeiros corpos de prova usados para calibrar a máquina universal de ensaios.

Para a obtenção dos corpos de prova para os testes de resistência à tração ou tensão de ruptura, seguiram-se os mesmos procedimentos que o alongamento de ruptura: escolheram-se duas lâminas de silicone Sil00, duas lâminas de silicone Sil10 e duas lâminas de silicone Sil20 e foram levados na faca para cortes seguindo as especificações da ASTM D 412-87 (1987, 1992), obtendo-se de cada lâmina, dez corpos de prova perfazendo um total de vinte corpos de prova para cada mistura. Eliminando os corpos de prova que não cumpriam com os requisitos já mencionados.

Para a obtenção dos corpos de prova para os testes de resistência ao rasgamento, foram usadas duas lâminas de silicone Sil00, duas lâminas de silicone Sil10 e duas lâminas de silicone Sil20 na faca para cortes seguindo as especificações da ASTM D 624-86 (1986, 1991), obtendo-se de cada lâmina, dez corpos de prova perfazendo um total de vinte corpos para cada mistura. Eliminando os corpos de prova que não cumpriam com os requisitos já mencionados.

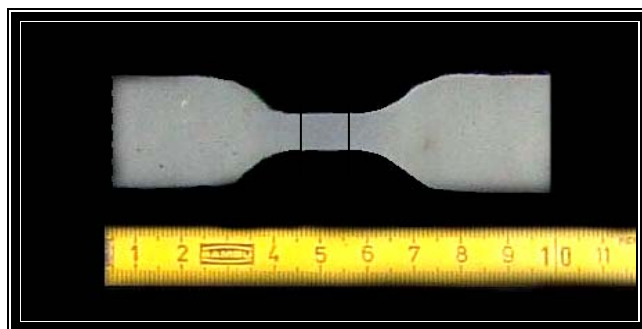
Figura 4.1- Placa de silicone com medidas de 15cm comprimento X 10cm largura X 0,30cm espessura, para obtenção dos corpos de prova

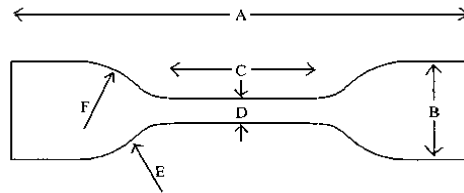


4.2.2 Ensaio de alongamento de ruptura

Foi seguida a norma ASTM D1456-86 (1986), cinco corpos de prova de cada mistura foram escolhidos, identificados e previamente demarcados com um gabarito específico; demarcava-se o centro do mesmo e logo duas linhas distanciando-se 1cm de distância entre si (Figura 4.2).

Figura 4.2- Corpo de prova para os testes de alongamento de ruptura e resistência à tração





A = 75,0 mm

B = 12,5 ± 1 mm

C = 25,0 ± 1 mm

D = 4,0 ± 0,1 mm

E = 8,0 ± 0,5 mm

F = 12,5 ± 1 mm

A máquina universal de ensaios KRATOS Inc.(Figura 4.4), foi regulada a uma velocidade de 50mm/min, com célula carga de 50 N, temperatura de 25° C, umidade relativa de 50%. Os corpos de prova foram presos em garras especiais para este tipo de testes confeccionados no Departamento de Materiais da Faculdade de Física da USP, respeitando a orientação dimensional, horizontal e vertical em cada um deles. A máquina foi acionada, observando-se o teste até o rompimento do corpo de prova, o teste foi filmado por uma câmera digital para maior segurança. No computador pôde ser medida a distância que o corpo de prova suporta antes do seu rompimento, com ajuda de uma régua milimetrada que foi colocada do lado das garras que seguravam os corpos de prova. A carga máxima e o tempo foram registrados pelo software da máquina.

Para determinar o alongamento de ruptura em porcentagem, usou-se a seguinte fórmula:

$$A_r = \frac{d_r - d_i}{d_i} \times 100 = \%$$

A_r = alongamento de ruptura em %

d_r = distância entre os centros dos traços de referência no momento da ruptura

d_i = distância inicial entre os centros 1cm

4.2.3 Ensaio de resistência à tração ou tensão de ruptura

Para este ensaio foi seguida a norma ASTM D 412-87 (1987, 1992), foram usados cinco corpos de prova de cada mistura (Figura 4.2), identificados e levados à máquina universal de ensaios KRATOS Inc.(Figura 4.4) que foi regulada a uma velocidade de 50mm/min, com célula carga de 50 N, temperatura de 25° C, umidade relativa de 50%. Os corpos de prova foram presos nas garras respeitando a orientação dimensional, horizontal e vertical em cada um deles. A máquina foi acionada, observando-se o teste até o rompimento do corpo de prova, o teste foi filmado por uma câmera digital para maior segurança. No computador pôde ser medida a distância que o corpo de prova suporta antes do seu rompimento, com ajuda de uma régua milimetrada que foi colocada do lado das garras que seguravam os corpos de prova. A carga máxima e o tempo foram registrados pelo software da máquina.

Para determinar a resistência à tração, os resultados foram tabulados por meio da seguinte fórmula:

$$Tr = \frac{\text{carga}}{\text{área}} = \frac{cr}{\text{esp} \times \text{larg}} = \text{Kgf/cm}^2$$

Tr = tração ou tensão de ruptura em Kgf/cm²

cr= carga de ruptura em Kgf

esp= espessura original do corpo de prova em cm

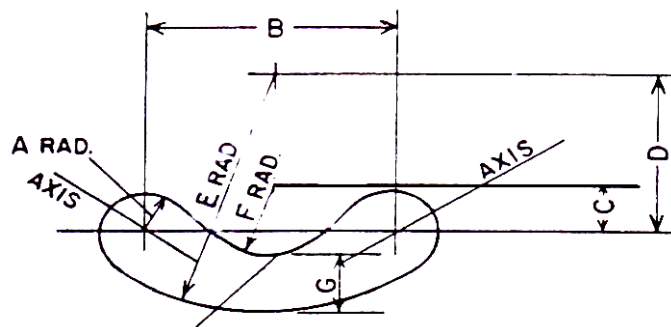
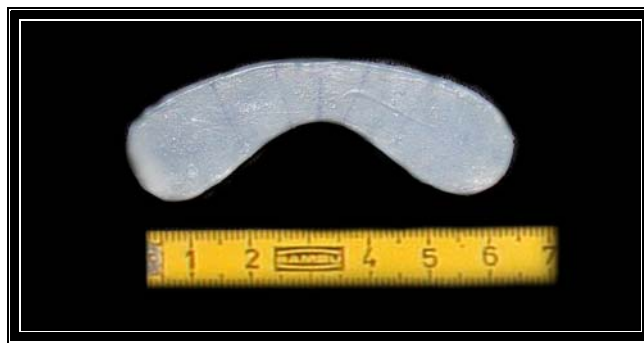
larg= largura inicial da área do teste em cm

4.2.4 Ensaio de resistência ao rasgamento

Para este teste, foi seguida a norma ASTM D 624-86 (1986, 1991), foram escolhidos cinco corpos de prova para cada mistura (Figura 4.3). Eles foram identificados e levados à máquina universal de ensaios KRATOS Inc.(Figura 4.4), que foi regulada a uma velocidade de 50mm/min, com célula carga de 50 N, temperatura de 25° C e umidade relativa de 50%. Os corpos de prova foram presos

nas garras, respeitando a orientação dimensional, horizontal e vertical em cada um deles. A máquina foi acionada, observando-se o teste até o rompimento do corpo de prova, o teste foi filmado por uma câmera digital para maior segurança. A carga máxima foi registrado pelo software da máquina.

Figura 4.3- Corpo de prova para os testes de resistência ao rasgamento



$$A = 7,6 \pm 0,05 \text{ mm}$$

$$B = 42 \pm 0,05 \text{ mm}$$

$$C = 8,6 \pm 0,05 \text{ mm}$$

$$D = 29 \pm 0,05 \text{ mm}$$

$$E = 43,2 \pm 0,05 \text{ mm}$$

$$F = 12,7 \pm 0,05 \text{ mm}$$

$$G = 10,2 \pm 0,05 \text{ mm}$$

Para determinar a carga da resistência ao rasgamento foi dividida a carga pela espessura do corpo de prova aplicando a seguinte fórmula:

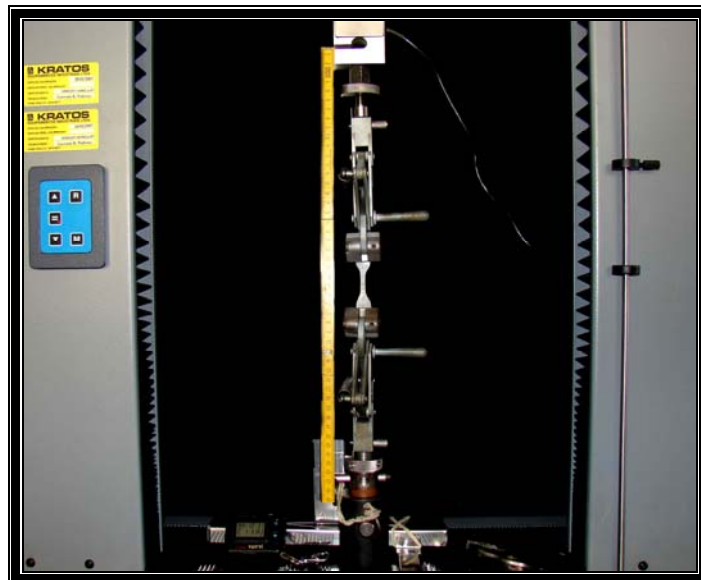
$$CRg = \frac{cr}{esp} = \text{Kgf/cm}$$

CRg = carga de rasgamento em Kgf/cm

cr = cargas em Kgf

esp = espessura original do corpo de prova em cm

Figura 4.4- Máquina universal de ensaios KRATOS Inc. com o corpo de prova posicionado para os testes



4.2.5 Análise estatística

Todos os dados obtidos foram submetidos à análise de variância ANOVA e teste de Tukey, os gráficos desenhados no programa ORIGIN LAB 7.5 e a estatística das tabelas no XLSTAT 2007 programa atribuído ao microsoft office-ECXEL. Os dados foram considerados significantes quando (p) foi $\leq 0,05$.

5 RESULTADOS

5.1 Alongamento de ruptura

Para o teste de alongamento de ruptura ASTM D1456-86 (1986), obteve-se que dos cinco corpos de prova em estado original (silicone puro), denominados: along001, along002, along003, along004, along005, a média total do alongamento foi 650% (Gráfico 5.1). Dos cinco corpos de prova com acréscimo de 10% de silicato de magnésio denominados: along101, along102, along103, along104, along105, a média total do alongamento foi 507% (Gráfico 5.2). Dos cinco corpos de prova com acréscimo de 20% de silicato de magnésio denominados: along201, along202, along203, along204, along205, a média total do alongamento obtida foi 538% (Gráfico 5.3). Os valores das médias do alongamento obtidos de cada material são apresentados (Tabela 5.1)

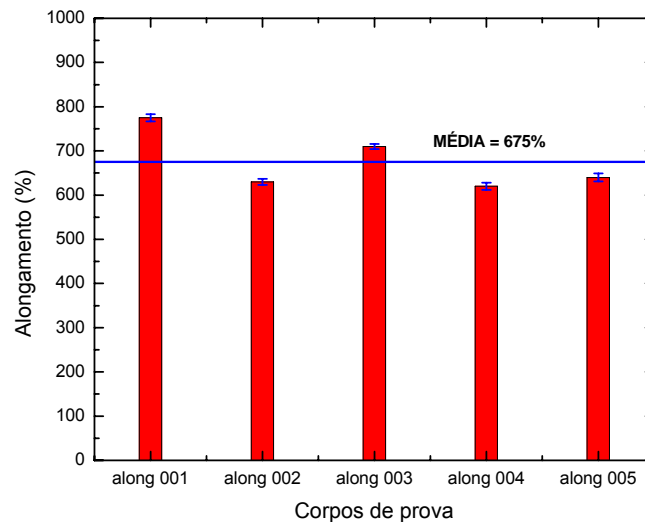


Gráfico 5.1- Alongamento em % dos corpos de prova em estado original

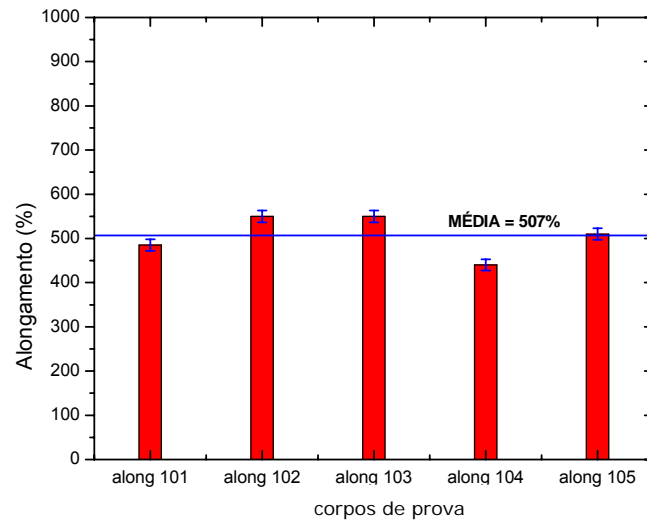


Gráfico 5.2- Alongamento em % dos corpos de prova a 10% de silicato de magnésio

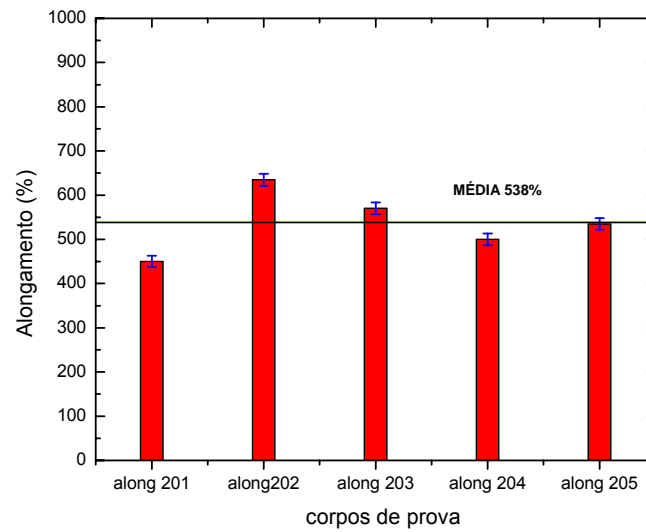


Gráfico 5.3- Alongamento em % dos corpos de prova a 20% de silicato de magnésio

Tabela 5.1- Médias totais dos testes (alongamento de ruptura)

Categoria	Média estimada	Grupos	
A1	675,000	A	
A3	538,000		C
A2	507,000		B

A análise de variância sobre a variação do alongamento de ruptura em porcentagem mostrou haver diferença estatística significativa entre os materiais A1 vs A2 ($p=0,003$) e A1 vs A3 ($p=0,011$), e não significativa para os materiais A2 vs A3 ($p=0,714$). (Tabela 5.2)

Tabela 5.2- Análise de variância / Tukey (HSD) - Análise das diferenças entre as categorias com um intervalo de confiança de 95% ($p \leq 0,05$) (alongamento de ruptura)

Contraste	Diferença	Diferença padronizada	Valor crítico	Pr > Dif	Significante
A1 vs A2	168,000	4,299	2,668	0,003	Sim
A1 vs A3	137,000	3,506	2,668	0,011	Sim
A3 vs A2	31,000	0,793	2,668	0,714	Não
Valor crítico de Tukey:			3,773		

Observamos que o silicone em estado original sem acréscimo de silicato de magnésio se comporta como um corpo de prova com maior porcentagem de alongamento. Consequentemente essa porcentagem vai diminuindo com o acréscimo de silicato de magnésio, demonstrando que o alongamento é modificado por acréscimo desta substância mas, não em escala significativa, dentro dos padrões especificados pela Dow Corning USA. Esses resultados apresentaram-se satisfatórios.

5.2 Resistência à tração

Para o teste de resistência à tração ASTM D 412-87 (1987, 1992), obteve-se: dos cinco corpos de prova em estado original denominados: traç001, traç002, traç003, traç004, traç005, a média da resistência foi 7,54 MPa (Gráfico 5.4), dos cinco corpos de prova com acréscimo de 10% de silicato de magnésio denominados: traç101, traç102, traç103, traç104, traç105, a média da resistência foi 8,77 MPa (Gráfico 5.5), dos cinco corpos de prova com acréscimo de 20% de silicato de magnésio denominados: traç201, traç202, traç203, traç204, traç205, a média da resistência foi 7,54 MPa (Gráfico 5.6). Os valores das médias do alongamento obtidos de cada material são apresentados (Tabela 5.3)

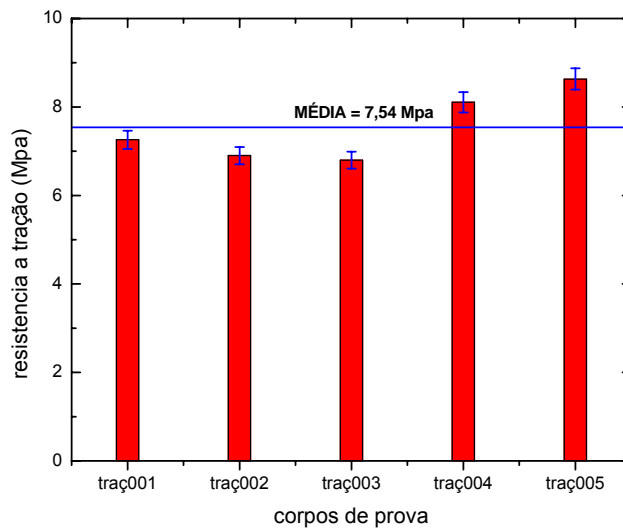


Gráfico 5.4- Resistência à tração em MPa dos corpos de prova em estado original

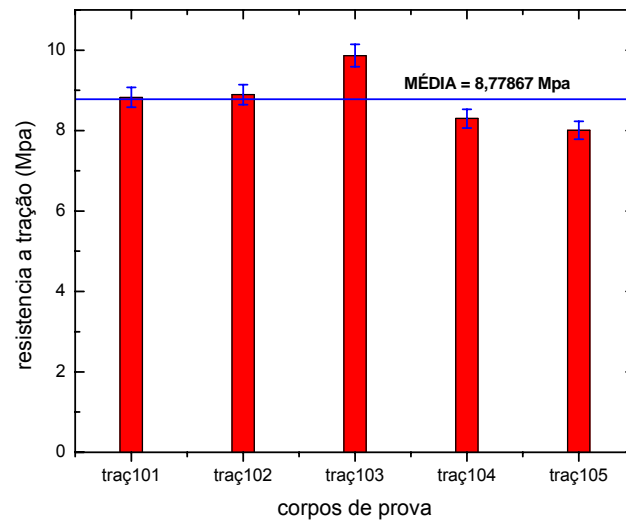


Gráfico 5.5- Resistência à tração em MPa dos corpos de prova a 10% de silicato de magnésio

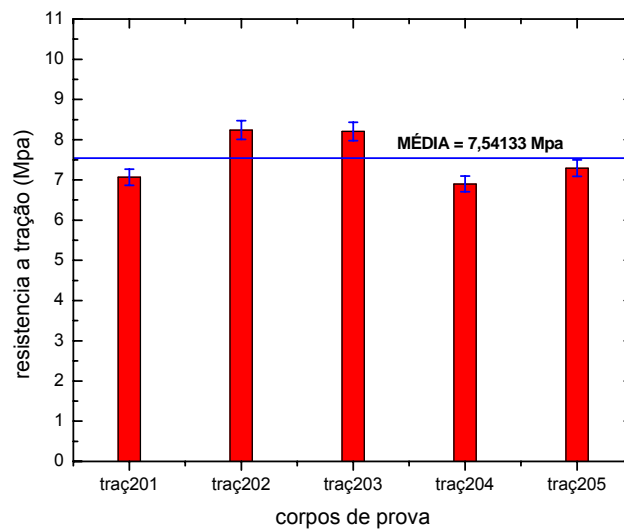


Gráfico 5.6- Resistência à tração em MPa dos corpos de prova a 20% de silicato de magnésio

Tabela 5.3- Medias totais dos testes (resistência à tração)

Categoria	Média estimada	Grupos
T2	8,779	B
T3	7,541	C
T1	7,540	A

A análise de variância sobre a variação da resistência à tração mostrou haver diferença estatística significativa entre os materiais T1 vs T2 ($p=0,045$) e T2 vs T3 ($p=0,046$) e não significativa para os materiais T1 vs T3 ($p=1,000$). (Tabela 5.4)

Tabela 5.4- Análise de variância / Tukey (HSD) - Análise das diferenças entre as categorias com um intervalo de confiança de 95% ($p \leq 0,05$) (resistência à tração)

Contraste	Diferença	Diferença padronizada	Valor crítico	Pr > Dif	Significante
T2 vs T1	1,239	2,724	2,668	0,045	Sim
T2 vs T3	1,237	2,721	2,668	0,046	Sim
T3 vs T1	0,001	0,003	2,668	1,000	Não
Valor crítico de Tukey:			3,773		

Pelos valores constatados e após a análise estatística, observa-se que, o valor mais alto na resistência à tração foi alcançado pelos corpos de prova com acréscimo de 10% de silicato de magnésio, seguido pelos corpos de prova com 20 % e o valor mínimo obteve-se do corpo de prova em estado original. Demonstrando, assim, que o acréscimo de silicato de magnésio até 10% considera-se apropriado. O acréscimo de 20 % neste caso distorce as propriedades.

5.3 Resistência ao rasgamento

Para o teste de resistência ao rasgamento ASTM D 624-86 (1986, 1991), obteve-se: dos cinco corpos de prova em estado original denominados rasg001, rasg002, rasg003, rasg004, rasg005, a média foi 65,76 KN/m (Gráfico 5.7); dos

cinco corpos de prova com acréscimo de 10% de silicato de magnésio denominados rasg101, rasg102, rasg103, rasg104, rasg105, a média foi 72,7 KN/m (Gráfico 5.8), dos cinco corpos de prova com acréscimo de 20% de silicato de magnésio denominados rasg201, rasg202, rasg203, rasg204, rasg205, a média obtida foi 79,12 KN/m (Gráfico 5.9). Os valores das médias do alongamento obtidos de cada material são apresentados (Tabela 5.5)

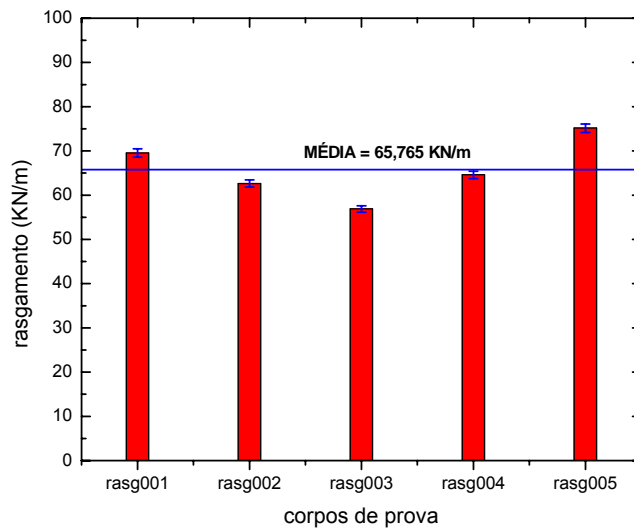


Gráfico 5.7- Resistência ao rasgamento em KN/m dos corpos de prova em estado original

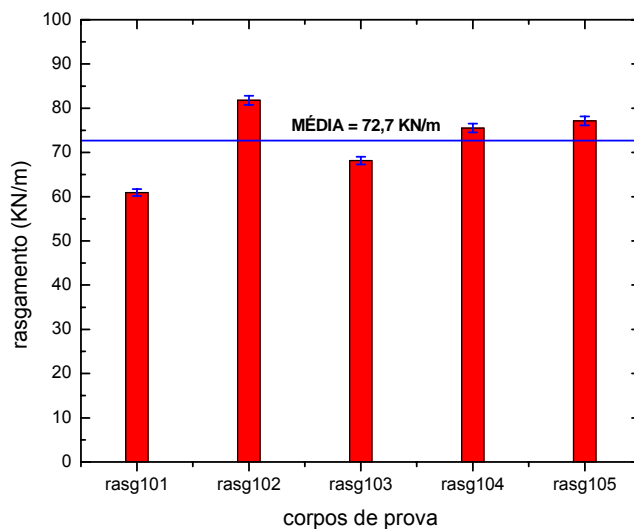


Gráfico 5.8- Resistência ao rasgamento em KN/m dos corpos de prova a 10% de silicato de magnésio

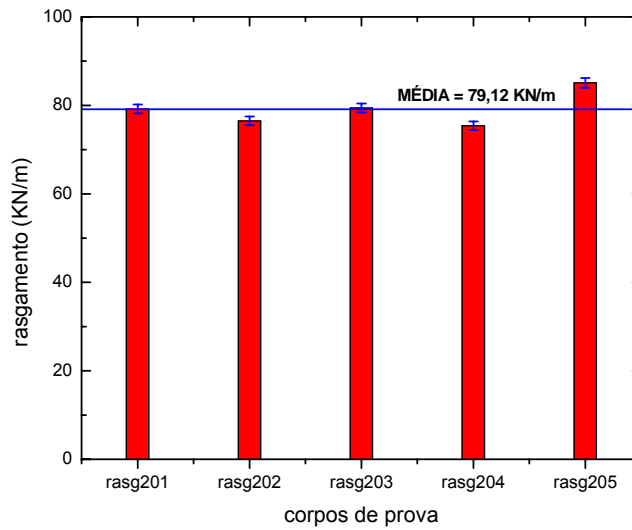


Gráfico 5.9- Resistência ao rasgamento em KN/m dos corpos de prova a 20% de silicato de magnésio

A análise de variância sobre a variação da resistência ao rasgamento mostrou uma diferença estatística significativa entre os materiais R1 vs R3 ($p=0,019$) e não significativa para os materiais R1 vs R2 ($p=0,030$) e R2 vs R3 ($p=0,256$). (Tabela 5.6)

Tabela 5.5- Médias totais dos testes (resistência ao rasgamento)

Categoria	Média estimada	Grupos
R3	79,120	C
R2	72,700	B
R1	65,765	A

Tabela 5.6- Análise de variância / Tukey (HSD) - Análise das diferenças entre as categorias com um intervalo de confiança de 95% ($p \leq 0,05$) (resistência ao rasgamento)

Contraste	Diferença	Diferença padronizada	Valor crítico	Pr > Dif	Significante
R3 vs R1	13,355	3,214	2,668	0,019	Sim
R3 vs R2	6,420	1,545	2,668	0,306	Não
R2 vs R1	6,935	1,669	2,668	0,256	Não
Valor crítico de Tukey:			3,773		

Pelos valores constatados e após a análise estatística, observa-se que a resistência ao rasgamento aumenta proporcionalmente à quantidade de silicato de magnésio misturado ao silicone.

6 DISCUSSÃO

A frase de Frencken e Holmgren (1999) a “necessidade é a mãe da invenção” incentivou os pesquisadores a conseguir materiais odontológicos que tivessem características melhores, tentando chegar aos requisitos ideais. Nesse intuito, os pesquisadores numa constante busca propuseram diversos requisitos e várias características indispensáveis em um material para ser usado em prótese facial: alta resistência à tração, elevada porcentagem de alongamento, resistência ao rasgamento, estabilidade dimensional, resistência a produtos químicos e à luz ultravioleta, não tóxico, antialérgico, de fácil limpeza, peso leve, compatível com os tecidos, baixa viscosidade, tempo de trabalho estendido, capacidade para ser caracterizado extrínseca e intrinsecamente, temperatura baixa de processamento, facilidade no manejo durante o uso, translucidez, semelhança com a pele e elasticidade (BULBULIAN, 1945; BHOWMICK; STEPHENS, 1988; POLYZOIS; STAFFORD; WINTER, 1992; REZENDE, 1997).

As próteses faciais são confeccionadas com materiais rígidos e flexíveis. Dentre elas, as próteses de resina acrílica têm uma aparência pouco natural e pelo fato de ser rígidas a estética fica comprometida, além disso outra característica importante é o peso o qual é maior em comparação com as próteses confeccionadas de silicone (REZENDE, 1997; UDAGAMA; DRANE, 1987).

Os materiais flexíveis usados atualmente são resina resiliente, silicones (elastômeros), PVC (cloreto polivinílico), poliuretanos (REZENDE, 1997), dos quais o silicone é o material de escolha pelas características que possui, apesar de que o material ideal ainda não existe (REZENDE, 1997; UDAGAMA; DRANE, 1987). Os silicones HTV e RTV são materiais excelentes para a confecção de próteses faciais, porém os silicones RTV são mais usados atualmente (CARL et al, 1992a). Ambos os silicones têm parâmetros similares com relação às propriedades mecânicas, os dois se apresentam incolores, motivo pelo qual devem ser adicionados outros materiais (LU et al, 2004), por exemplo: cargas inorgânicas tais como: óxido de magnésio, sílicas coloidais quartzo micronizado (REZENDE, 1997), dimetacrilato de zinco (ZDMA) (LU et al., 2004), sais inorgânicas, tratamento de protoplasma de argônio seguido por um tratamento químico de oxi-etileno silano

(AZIS; WATERS; JAGGER, 2003a), pigmento, kaolim e fibra (LAI; HODGES, 1999), adesivos usados na medicina (FARAH et al., 1987; UDAGAMA; DRANE, 1982). Todos os cuidados são poucos para preservar a pureza dos materiais usados para a futura mistura, as substâncias adicionadas devem ser puras para não alterar as propriedades mecânicas. Outro aspecto importante na confecção é a limpeza das peças tais como mufas de metal e gesso, evitando a poeira, o excesso de isolante e outros materiais dependendo da técnica de processamento (LEWIS; CASTLEBERRY, 1980; LAI; HODGES, 1999).

O silicone imerso durante seis meses em sebo e suor melhora as propriedades mecânicas, pois estes fluidos ajudam à manutenção das borrachas de silicone, mantendo-as quase intactas (GREGORY et al., 2000), a mistura de silicone 90% e 10 % de nylon-6 melhora as propriedades mecânicas, porém o nylon-6 atua como concentrador de tensão (KUKREJA et al., 2001), o silicone misturado com carbono preto incrementa em 300% o alongamento de ruptura e misturado com óleo vegetal aumenta a resistência ao rasgamento (BORGGREVE; GAYMANS; SCHIJER, 1989). O thiurano vulcanizado misturado com silicone natural aumenta os valores de tensão (ZHARIKOVA et al., 1965); o uso de fibril ou reforços de sílica (sílica polvilho) no elastômero de silicone mostra as propriedades mecânicas aumentadas resistência à tração ou tensão de ruptura, alongamento de ruptura e resistência ao rasgamento (ANDREOPOULOS; EVANGELATOU; TARANTILI, 1998; KARAYAZGAN; GUNAY; EVLIOGLU, 2003), o acréscimo de fibra sintética melhoram a resistência ao rasgamento e resistência à tração (JACK; KANTER, 1970).

Toda adição de outro material ajuda a modificar as características e as propriedades mecânicas dos silicones (CARVALHO, 1989; GONZALEZ; CHAO; AN, 1978; SABOIA, 1989) tendo em consideração que todos os aditivos, substâncias e materiais similares devem ser compatíveis, motivo pelo qual devem-se procurar bases ou excipientes os quais sejam perfeitos para alojar temporalmente ou definitivamente e formar um novo material com novas e melhores propriedades.

O silicone é um material flexível e macio (AN; GONZALEZ; CHAO, 1980; GREGORY; ARNE; ANETTE, 1994). Não é estável se comparado com as resinas acrílicas. Esta desvantagem nas próteses extensas ou das grandes perdas da face pode se resolver misturando técnicas tais como uma base sólida de resina, envolta uma camada de silicone (JACK; KANTER, 1970).

Os estudos preliminares na sua maioria fazem vários testes para demonstrar que o material é adequado para a confecção de próteses faciais. Eram testados a tensão de ruptura, resistência à tração ou tensão de ruptura, resistência ao rasgamento, modo elástico, estabilidade dimensional e dureza Shore A. Sem levar em conta que dessa forma aumenta o custo da pesquisa, já que há necessidade de vários testes realizados em aparelhos e máquinas diferentes e muitas vezes de difícil acessibilidade. Na atualidade, os estudos realizados demonstram três testes básicos: tensão de ruptura, resistência à tração e resistência ao rasgamento (ANDREOPOULOS; EVANGELATOU; TARANTILI, 1998; KARAYAZGAN; GUNAY; EVLIOGLU, 2003; LAI et al., 2003; SANCHEZ, et al., 1992; TURNER et al., 1984; WOLFAART; CHANDLER; SMITH, 1985).

As empresas que comercializam estes produtos já fornecem valores na ficha de dados como a densidade, massa, toxicidade, elasticidade. Diminuindo, assim, o custo na pesquisa e na confecção das próteses. A estabilidade dimensional não é mais uma preocupação por serem materiais feitos para trabalhos de precisão. Esses produtos oferecem uma contração mínima apta para seu uso em prótese buco maxilo facial.

Uma característica observada nas próteses faciais a baixo custo e com outros materiais, é a pouca semelhança com a pele, o acabamento é áspero podendo causar dano aos tecidos por abrasão (VERES; WOLFARDT; BECKER, 1990a). Então se levantou uma hipótese de reduzir esta característica e melhorar as propriedades mecânicas, adicionando silicato de magnésio no processamento do silicone. Este mineral processado é uma base excipiente, que é compatível com uma imensa diversidade de materiais e substâncias; é usado em cosmética como base de maquiagens, na bioquímica e farmácia como veículo de medicamentos, tornando-os, assim biocompatíveis. Paraná é o maior produtor brasileiro de silicato de magnésio, mais conhecido como talco, com aproximadamente 160 mil toneladas/ano.

Pensou-se em primeira instância que o silicato de magnésio iria modificar a textura e as propriedades mecânicas, que atualmente é usado para o processo de ensino na graduação de várias faculdades incentivo a escolher este material como objeto desta pesquisa.

Neste estudo, foram escolhidos três testes com três variáveis recomendadas pela norma ASTM F881-94 (2000). Os testes foram feitos numa única vez para que

as mudanças de temperatura e umidade relativa fossem constantes e não significassem uma agravante nos resultados logísticos, dando, desse modo, maior confiabilidade aos mesmos. As medidas dos corpos de prova seguiram as normas e dimensões recomendadas pelas normas ASTM 1456-86 (1991), ASTM D 412-87 (1987, 1992) e ASTM D 624-86 (1986, 1991). Os bordos dos corpos de prova são importantes para determinar a resistência ao rasgamento junto com outros elementos que se fossem mal confeccionados poderiam gerar dados falsos.

Duas máquinas universais de ensaios foram disponibilizadas para seu uso nesta pesquisa: a INSTRON Co. USA. (CARVALHO, 1989; POLYZOIS; PETERSEN, 1998; SABOIA, 1989; UDAGAMA, 1982) e a KRATOS Inc. Optou-se pela máquina KRATOS Inc. por ser um equipamento atual, o qual conta com recursos modernos tanto na etapa dos testes como na dos resultados. A KRATOS Inc. é acompanhada de um software atualizado, programado e personalizado pela assistência técnica da empresa.

Neste estudo, a máquina universal de ensaios KRATOS Inc. foi programada para testar o alongamento de ruptura, a resistência à tração ou tensão de ruptura e a resistência ao rasgamento.

Para o alongamento de ruptura foi usada uma célula de carga de 50 N com uma velocidade de 50 mm por minuto, recomendado pela norma ASTM 1456-86 (1991). Os corpos de prova em estado original mostraram uma média total de 507%, com adição de 10% de silicato de magnésio a média total foi de 675% e com adição de 20% de silicato de magnésio a média total foi de 538%. Os parâmetros para um silicone ideal para prótese facial são de 400% até 1000% de alongamento, segundo DOW CORNING, 2007. Nosso resultado foi satisfatório, cumprindo, assim, um dos requisitos para ele poder ser usado na prótese facial, constatando que até o primeiro acréscimo, de 10% de silicato de magnésio obtivemos o valor mais alto e logo depois no acréscimo de 20% nosso valor caiu, confirmando que o silicato de magnésio pode ser usado até 10% para obter valores mais representativos.

Para a resistência à tração, foi usada uma célula de carga de 50 N com uma velocidade de 50 mm por minuto recomendado pela norma ASTM D 412-87 (1987, 1992). Os corpos de prova em estado original mostraram uma média total de 7,54 MPa, com a adição de 10% de silicato de magnésio a média total foi 8,77 MPa e com a adição de 20% de silicato de magnésio foi 7,54 MPa. O valor mais alto foi

atingido com a adição de 10% e novamente caindo com a adição de 20 % de silicato de magnésio, como aconteceu com o alongamento. Confirmando mais uma vez, que com a adição ao 10% obtivemos o valor mais alto de resistência já que com 20% diminui esse valor.

Para a resistência ao rasgamento foi usada uma célula de carga de 50 N com uma velocidade de 50 mm por minuto recomendado pela norma ASTM D 624-86 (1986, 1991). Os corpos de prova em estado original mostraram uma média total de 65,76 KN/m, com adição de 10% de silicato de magnésio a média total foi 72,7 KN/m e com adição de 20% de silicato de magnésio foi 79,12 KN/m, a adição crescente mostrou ser diretamente proporcional à melhora desta propriedade. A característica dos silicones RTV é que têm boa resistência ao rasgamento (REZENDE, 1997), com boa indicação para uso em próteses facial (SABOIA, 1989).

Poderiam ser usados velocidades maiores como 500 mm por minuto quando os materiais fossem mais elásticos (CARVALHO, 1989; GREGORY et al., 2000; LAI et al., 2002; SABOIA, 1989),

Materiais com alta resistência ao rasgamento e grau baixo de dureza, esta combinação de propriedades mecânicas com certeza tem vantagens (GREGORY; ARNE; ANETTE, 1994).

Pode-se conseguir um material com alta porcentagem de alongamento, alta resistência à tração e que é resistente ao rasgamento, com a adição de silicato de magnésio.

7 CONCLUSÕES

- O silicone em estado original, mostrou ser um material adequado para a confecção de próteses faciais, pois apresentou propriedades mecânicas próximas aos níveis ideais.
- O silicone com a adição de silicato de magnésio a 10% obteve os valores mais altos no quesito resistência à tração e resistência ao rasgamento, e o valor mais baixo no alongamento de ruptura, fazendo dessa mistura a mais recomendável para seu uso em Prótese Buco Maxilo Facial.
- O silicone com a adição de silicato de magnésio a 20% obteve maior resistência ao rasgamento, e os valores mais baixos no quesito alongamento de ruptura e resistência à tração.

REFERÊNCIAS¹

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.

American Standards of Testing Materials. ASTM D412-87 Standard Test Method for Rubber Properties in Tension. In Annual Book of ASTM Standards. Philadelphia: ASTM; 1987.

American Standards of Testing Materials. ASTM D412-92, Standard Test Method for Rubber property in tension. In Annual Book of ASTM Standards. Philadelphia: ASTM; 1992.

American Standards of Testing Materials. ASTM D1456-86 Standard Test Method for Rubber Property-Elongation at Specific Stress. In Annual Book of ASTM Standards. Philadelphia: ASTM; 1991.

American Standards of Testing Materials. ASTM F881-94 Standard Specification for Silicone Elastomer Facial Implants. In Annual Book of ASTM Standards. Philadelphia: ASTM; 2000.

An KN, Gonzalez JB, Chao EY. Standardization of a polyurethane elastomer for facial prostheses. J Prosthet Dent 1980;44(3):339-42.

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

Aziz T, Waters M, Jagger R. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. J Dent 2003;1:67-74.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Aziz T, Waters M, Jagger R. Surface modification of an experimental silicone rubber maxillofacial materials to improve wettability. *J Dent* 2003;3:213-6.

Aziz T, Waters M, Jagger R. Development of a New Poly (Dimethylsiloxane) Maxillofacial Prosthetic Material. *Adult Dental Health. J Biomed Mater* 2002;252-61.

Bellamy KE, Limbert G, Waters MG, Middleton J. An elastomeric material for facial prostheses: synthesis, experimental and numerical testing aspects. *J Prosth Dent* 2003;24:5061-6.

Bhowmick AK, Stephens HL. *Handbook of elastomers; new developments and technology, Plastic Engineering Series*. New York: Marcel Dekker; 1988.

Borggreve RJM, Gaymans RJ, Schijer J. Impact behaviour of nylon-rubber blends: Influence of the mechanical properties of the elastomer. *J Prosth Dent* 1988;30:71-77.

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

Carl JA, Haug SP, Muñoz CA, Bernal G. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part I- Literature review. *J Prosthet Dent* 1992a;68(2): 327-30.

Carl JA, Haug SP, Brown DT, Bernal G. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part II-Report of survey. *J Prosthet Dent* 1992b;68(3): 519-22.

Carvalho JCM. *Avaliação das propriedades físicas de duas novas silicones para uso em Prótese Facial [Tese de Livre-Docência]*. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1990.

Chalian VA, Philips RW. Materials in maxillofacial prosthetics. *J Biomed Mater Res Symp* 1974;5:349-63.

Coto NP. *Estudo do comportamento mecânico de protetores bucais confeccionados em copolímero de etileno e acetato de vinila: modelo experimental de arcos dentais obtidos em epóxi [Dissertação de Mestrado]*. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

Dow Corning Corporation. Medical Products Division, Midland, Mich. Disponivel em URL: <http://www.dowcorning.com/> [2006 Jan.31].

Farah JD, Robinson JC, Koran A, Craig RG, Hood JAA. Properties of a modified cross-linked silicone for maxillofacial prostheses. *J Oral Rehabil* 1987;14 (6): 599-605.

Gonzalez JB, Chao EYS, An KN. Physical and mechanical behavior of polyurethane elastomer formulations used for facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1978a;39(3):307-18.

Gonzalez JB, Chao EYS, An KN. Polyurethane elastomers for facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1978b;39(2):179-87.

Goldberg AJ, Craig RG, Filisko FE. Tear energy of elastomers for maxillofacial applications. *J Oral Rehabil* 1980;7(6):445-51.

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

Gregory LP, Petroula AT, Chem E, Mary JF, Andreas GA. Physical properties of a silicone prosthetic elastomer stored in simulated skin secretions. *J Prosthet Dent* 2000;83:572-7.

Jack C. Kanter DDS. The use of RTV silicones in maxillofacial prosthetics *J Prosth Dent* 1970;24(6):646-53.

Karayazgan B, Gunay Y, Evlioglu G. Improved edge strength in a facial prosthesis by incorporation of tulle: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2003;90:526-9.

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 TR, Kumar D, Prasad K, Chauhan RC, Choe S, Kundu PP. Optimisation of physical and mechanical properties of rubber compounds by response surface methodology – two component modeling using vegetable oil and carbon black. *European Polymer Journal* 2002;38:1417-22.

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

Lai JH, Wang LL, Ko CC, DeLong RL, HodgesJS. New Organosilicon maxillofacial prosthetic materials. Dent Mat 2002;18:281-86.

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

Lu Y, Liu L, Tian M, Geng H, Zhang L. Study on mechanical properties of elastomers reinforced by zinc dimethacrylate. European Polymer Journal 2005;41:589-98.

Official Monographs for Part I. Magnesium Silicate. Disponível em URL: <http://www.jpdb.nihs.go.jp/jp14e/monographs1.html> [2006 mar.10].

Official Monographs for Part II. Talc. Disponível em URL: <http://www.jpdb.nihs.go.jp/jp14e/monographs2.html> [2006 mar.10].

Pamenius M, Ohlson NG, The clinical relevance of mechanical properties of elastomers. Dent Mater 1987;270-4.

Polyzois G, Stafford GD, Winter R. A study of some mechanical properties of an RTV polydimethylsiloxane for extraoral maxillofacial prostheses. Clin Mater 1992;9(1):21-9.

Polyzois GL, Pettersen AH. Physicomechanical and cytotoxic properties of room temperature vulcanizing silicone prosthetic elastomers J Prosthet Dent 1998;56(4):245-8.

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

Sabóia CL. Avaliação das propriedades físicas de três silicones nacionais misturadas ao MDX 4-4210 1989 [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1989.

Sanchez RA, Moore DJ, Cruz DL, Chappell R. Comparison of the physical properties of two types of polydimethyl siloxane for fabrication of facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1992;67(5):679-82.

Talc Mineral Data. General Talc Informations. Disponivel em URL: <http://webmineral.com/data/Talc.shtml> [2006 jul.4].

Turner GE, Fischer TE, Castleberry DJ, Lemons JE. Intrinsic color of isophorone polyurethane for maxillofacial prosthetics. Part I: Physical properties. *J Prosth Dent* 1984;54(4): 519-22.

Udagama A, Drane JB. Use of medical-grade methyl triacetoxysilane crosslinked silicone for facial prostheses. *J Prosth Dent* 1982;48(1):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.

Veres EM, Wolfaardt JF, Becker PJ. An evaluation of the surface characteristics of a facial prosthetic elastomer. Part III: Wettability and hardness. *J Prosthet Dent* 1990a;63(4):466-70.

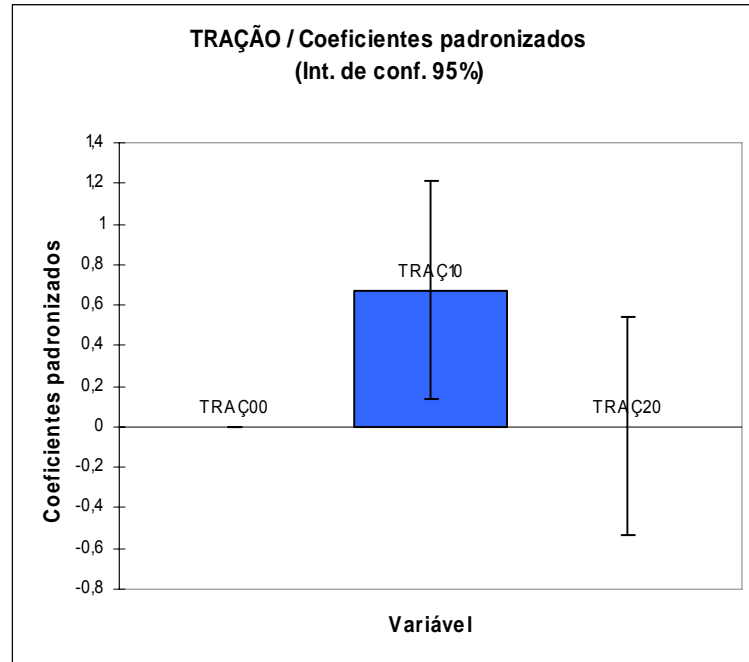
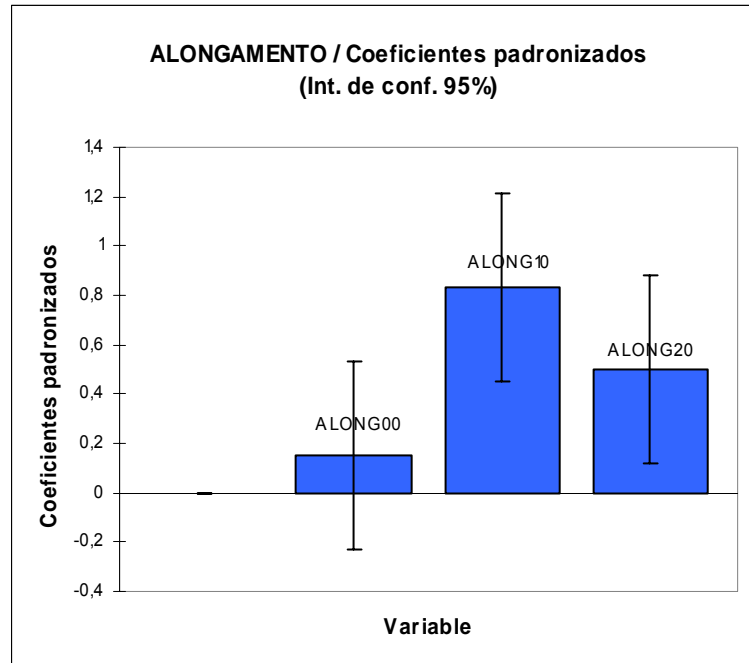
Veres EM, Wolfaardt JF, Becker PJ. An evaluation of the surface characteristics of a facial prosthetic elastomer. Part II: The surface texture. *J Prosthet Dent* 1990b;63(3):325-31.

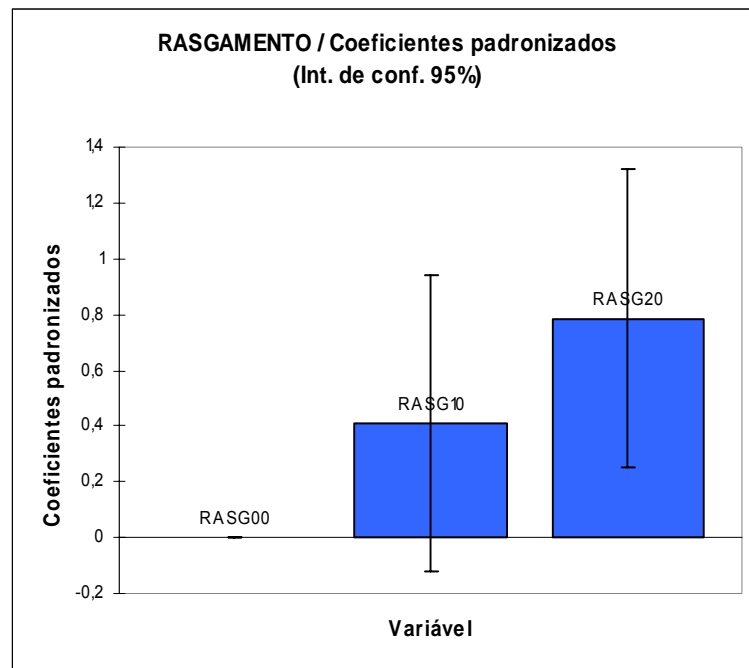
Wolfaardt JF, Chandler HD, Smith BA. Mechanical properties of a new facial prosthetic material. *J Prosth Dent* 1985;53(2): 222-34.

Yu R, Koran A, Powers M. Effect of Processing Temperature on the Properties of a Polyvinyl Chloride Maxillofacial elastomer. *J Dent Res* 1983;62(10):1098-100.

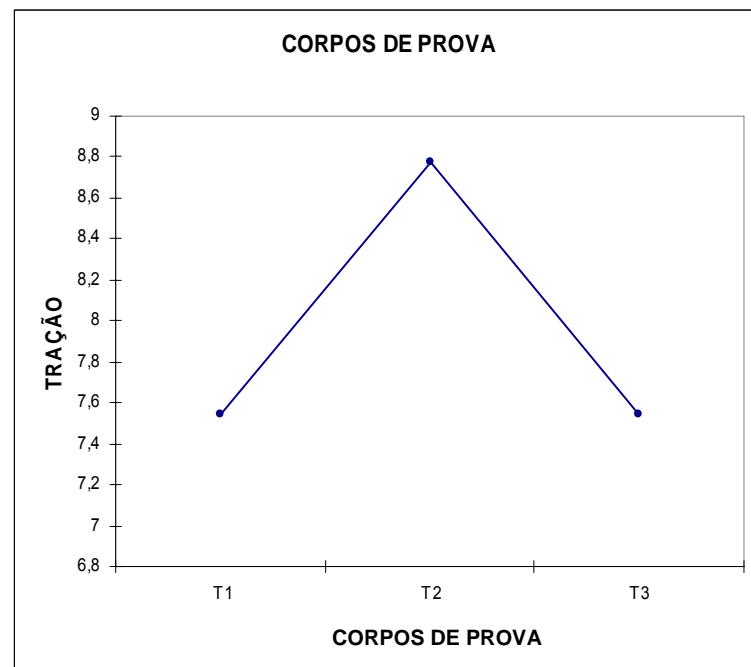
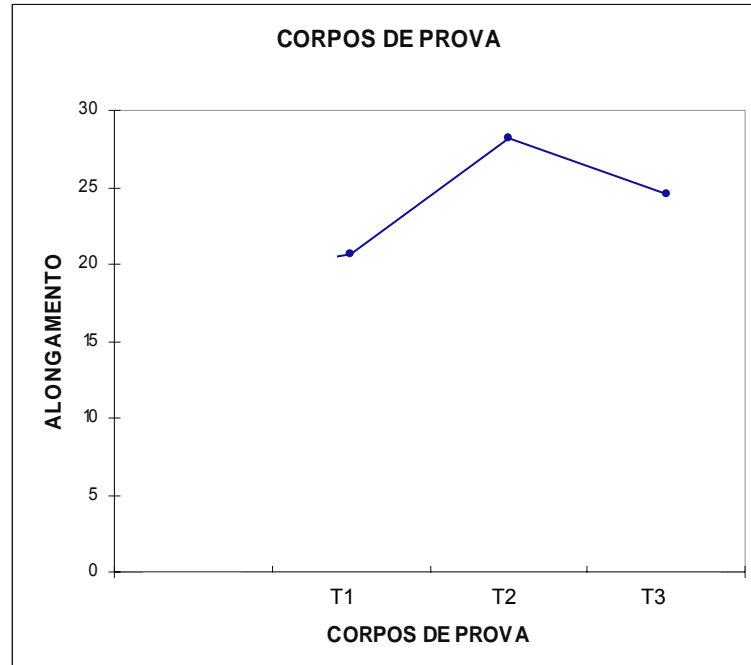
Zharikova ZF, Reztsova YV, Berestneva ZY, Kargin VA. The influence of supramolecular structure on the mechanical properties of rubbers *Physicochemical Institute* 1965;622-7.

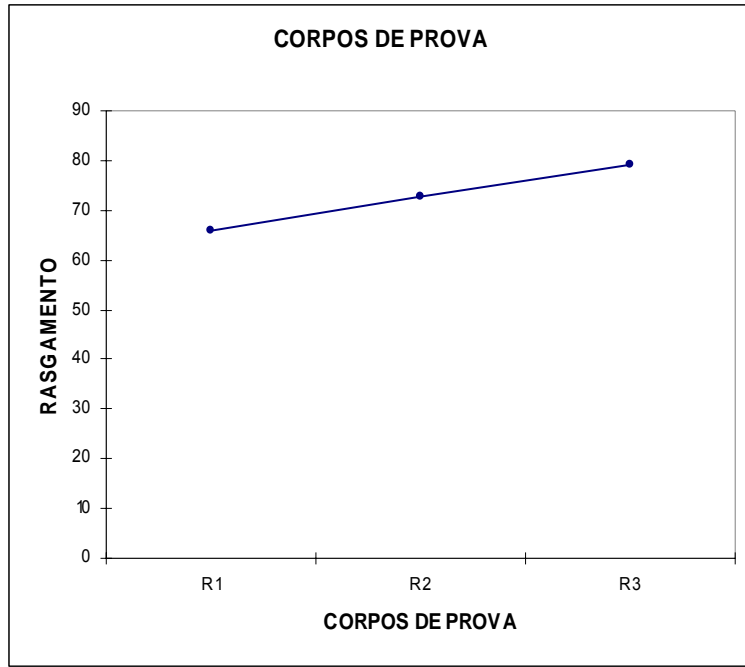
ANEXO A - Coeficientes padronizados: alongamento de ruptura, resistência á tração e resistência ao rasgamento





ANEXO B - Linha de tendência do alongamento de ruptura, da resistência á tração e da resistência ao rasgamento





ANEXO C – Ficha de dados técnicos do silicato de magnésio

General Talc Information

Chemical Formula:	Mg ₃ Si ₄ O ₁₀ (OH) ₂																									
Composition:	Molecular Weight = 379.27 gm <table> <tr> <td>Magnesium</td> <td>19.23 %</td> <td>Mg</td> <td>31.88 %</td> <td>MgO</td> </tr> <tr> <td>Silicon</td> <td>29.62 %</td> <td>Si</td> <td>63.37 %</td> <td>SiO₂</td> </tr> <tr> <td>Hydrogen</td> <td>0.53 %</td> <td>H</td> <td>4.75 %</td> <td>H₂O</td> </tr> <tr> <td>Oxygen</td> <td>50.62 %</td> <td>O</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td></td> <td>100.00 %</td> <td></td> <td>100.00 %</td> <td>= TOTAL OXIDE</td> </tr> </table>	Magnesium	19.23 %	Mg	31.88 %	MgO	Silicon	29.62 %	Si	63.37 %	SiO ₂	Hydrogen	0.53 %	H	4.75 %	H ₂ O	Oxygen	50.62 %	O				100.00 %		100.00 %	= TOTAL OXIDE
Magnesium	19.23 %	Mg	31.88 %	MgO																						
Silicon	29.62 %	Si	63.37 %	SiO ₂																						
Hydrogen	0.53 %	H	4.75 %	H ₂ O																						
Oxygen	50.62 %	O																								
	100.00 %		100.00 %	= TOTAL OXIDE																						
Empirical Formula:	Mg ₃ Si ₄ O ₁₀ (OH) ₂																									
Environment:	Hydrothermal alteration of non-aluminous magnesian silicates.																									
IMA Status:	Valid Species (Pre-IMA) 1546																									
Locality:	Common world wide. Link to Mindat.org Location Data.																									
Name Origin:	From the Arabic.																									
Synonym:	Kerolite Magnesium Talc Soapstone Steatite - massive																									

Talc Image

Images:

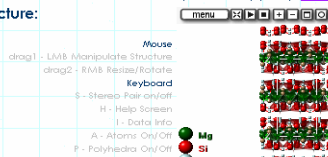


Talc

Comments: White Talc pseudomorphous after quartz.
Location: Johannezeche, Bavaria, Germany. **Scale:** Not Given.
 © [Lou Perloff / Photo Atlas of Minerals](http://LouPerloff.com)

Talc Crystallography

Axial Ratios:	a:b:c = 0.5778:1:2.0668
Cell Dimensions:	a = 5.27, b = 9.12, c = 18.85, Z = 4; beta = 100.016° V = 892.17 Den(Calc) = 2.82
Crystal System:	Monoclinic - Prismatic H-M Symbol (2/m) Space Group: C 2/c
X Ray Diffraction:	By Intensity(I/I ₀): 2.35(1), 1.53(0.55), 4.59(0.45)
Crystal Structure:	



Gruner J W , Zeitschrift für Kristallographie , 88 (1934) p.412-419, The crystal structures of talc and pyrophyllite, Locality: Harford County, Maryland, USA

[jp-Up](#)

View Additional jPOWD Structure files for Talc
[\[1\]](#)

Physical Properties of Talc

Cleavage:	{001} Perfect
Color:	Pale green, White, Gray white, Yellowish white, Brownish white.
Density:	2.7 - 2.8, Average = 2.75
Diaphaniety:	Translucent
Fracture:	Uneven - Flat surfaces (not cleavage) fractured in an uneven pattern.
Habit:	Foliated - Two dimensional platy forms.
Habit:	Massive - Uniformly indistinguishable crystals forming large masses.
Habit:	Scaly - Morphology like fish scales.
Hardness:	1 - Talc
Luminescence:	Fluorescent.
Luster:	Vitreous - Pearly
Streak:	white

Optical Properties of Talc

Gladstone-Dale:	CI _{meas} = 0.018 (Superior) - where the CI = (1-KP _{Dmeas} /Kc) CI _{calc} = 0.042 (Good) - where the CI = (1-KP _{Dcalc} /Kc) KP _{Dcalc} = 0.2028, KP _{Dmeas} = 0.208, Kc = 0.2117
Optical Data:	Biaxial (-), a=1.538-1.55, b=1.575-1.594, g=1.575-1.6, bire=0.0370-0.0500, 2V(Calc)=0-38, 2V(Meas)=0-30. Dispersion noticeable, r > v.
Pleochroism (x):	colorless.
Pleochroism (y):	pale green.
Pleochroism (z):	pale green.

Calculated Properties of Talc

Electron Density:	pelectron=2.76 gm/cc note: ptalc = 2.75 gm/cc.
Fermion Index	Fermion Index = 0.0333 Boson Index = 0.9667
Photoelectric:	PE_{talc} = 1.57 barns/electron U=PE_{talc} X pelectron = 4.34 barns/cc.
Radioactivity:	GRapi = 0 (Gamma Ray American Petroleum Institute Units) Talc is Not Radioactive

Talc Classification

Dana Class:

71.2.1.3 (71) Phyllosilicate Sheets of Six-Membered Rings

[\(71.2\)](#) with 2:1 Layers

[\(71.2.1\)](#) Pyrophyllite-talc group

71.2.1.1 [Pyrophyllite](#) $A_2Si_4O_{10}(OH)_2$ $\bar{1}\bar{1}\bar{1}$

71.2.1.2 [Fermoyrophyllite](#) $Fe_2Si_4O_{10}(OH)_2$ $C\ 2/m\ 2/m$

71.2.1.3 [Talc](#) $Mg_3Si_4O_{10}(OH)_2$ $C\ 2/c\ 2/m$

71.2.1.4 [Willemseite](#) $(Ni,Mg)_3Si_4O_{10}(OH)_2$ $C\ 2/c\ 2/m$

71.2.1.5 [Willemseite](#) $(Fe,Mg)_3Si_4O_{10}(OH)_2$ $C\ \bar{1}\bar{1}\bar{1}$

71.2.1.6 [Kinnobertite](#) $(Na,K,Ca)_x(Al,Fe,Mg)_4(Si,Al)_8O_{20}(OH)_4 \cdot 3.54(H_2O) \cdot x \cdot 0.35n \cdot 3.54$ *pseudo* $2/m\ 2/m$

Strunz Class:

VIII/H.09-40 VIII - Silicates

[VIII/H](#) - Phyllosilicates (layered) Mica like layered silicates with $[Si_4O_{10}]^{4-}$ and related groups

[VIII/H.09](#) - Talc series

VIII/H.09-10 [Pyrophyllite](#) $A_2Si_4O_{10}(OH)_2$ $\bar{1}\bar{1}\bar{1}$

VIII/H.09-20 [Fermoyrophyllite](#) $Fe_2Si_4O_{10}(OH)_2$ $C\ 2/m\ 2/m$

VIII/H.09-30 [Mascoudevite](#) $(Fe,Al)_2Si_4O_{10}(OH)_2$ $CF\ Mono$

VIII/H.09-40 [Talc](#) $Mg_3Si_4O_{10}(OH)_2$ $C\ 2/c\ 2/m$

VIII/H.09-50 [Willemseite](#) $(Fe,Mg)_3Si_4O_{10}(OH)_2$ $C\ \bar{1}\bar{1}\bar{1}$

VIII/H.09-60 [Willemseite](#) $(Ni,Mg)_3Si_4O_{10}(OH)_2$ $C\ 2/c\ 2/m$

VIII/H.09-65 [Tinnelite](#) $Ni_3Si_4O_{10}(OH)_2 \cdot 4(H_2O)$ $Unk.\ Hex.$

VIII/H.09-70 [Lesavite](#) $Pb_8Al_4Si_8O_{20}(SO_4)_2(CO_3)_4(OH)_8$ $A_2/m, A_2, Am\ Mono$

Other Talc Information

References:

NAME(Duda&Rej90) PHYS. PROP.(Enc. of Minerals,2nd ed.,1990) OPTIC PROP.(Heinrich65)

See Also:

Links to other databases for Talc :

1 - [Am. Min. Crystal Structure Database](#) 2 - [Amethyst Galleries' Mineral Gallery](#) 3 - [Applied Mineralogy](#) 4 - [Athena 5 - Crocoite.com Mineral Locations](#) 6 - [EUROmin Project](#) 7 - [Franklin Minerals \(Dunn\)](#) 8 - [Franklin Minerals \(Palache\)](#) 9 - [Glendale Community College](#) 10 - [Google Images](#) 11 - [Google Scholar](#) 12 - [Handbook of Mineralogy \(MinSocAm\)](#) 13 - [Handbook of Mineralogy \(UofA\)](#) 14 - [HyperPhysics](#) 15 - [MinDAT](#) 16 - [MinMax \(Deutsch\)](#) 17 - [MinMax \(English\)](#) 18 - [Mineralienatlas \(Deutsch\)](#) 19 - [Minerals in Thin Section-University of North Carolina](#) 20 - [Minerals in Thin Sections-Humboldt State](#) 21 - [Minerals of Wisconsin](#) 22 - [QUT Mineral Atlas](#) 23 - [Scandinavian mineral gallery](#) 24 - [UCLA - Petrography Thin-Sections](#) 25 - [University of Manchester - Mineral Structure](#) 26 - [University of Minnesota](#) 27 - [WWW-MINCRYST](#) 28 - [YupRocks](#) 29 - [École des Mines de Paris](#)

Search for Talc using: