AIMÉE MARIA GUIOTTI

AVALIAÇÃO DE SILICONES PARA PRÓTESES FACIAIS EM FUNÇÃO DO EFEITO DO TEMPO DE ARMAZENAGEM, DA DESINFECÇÃO QUÍMICA E DA PIGMENTAÇÃO SOBRE A DETERIORAÇÃO MARGINAL E A DUREZA SHORE A

ARAÇATUBA
2006

AIMÉE MARIA GUIOTTI

AVALIAÇÃO DE SILICONES PARA PRÓTESES FACIAIS EM FUNÇÃO DO EFEITO DO TEMPO DE ARMAZENAGEM, DA DESINFECÇÃO QUÍMICA E DA PIGMENTAÇÃO SOBRE A DETERIORAÇÃO MARGINAL E A DUREZA SHORE A

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Campus de Araçatuba, para obtenção do título de Doutor em Odontologia (Área de Concentração: Prótese Dentária).

Orientador: Prof. Dr. ***Marcelo Coelho Goiato***

Araçatuba
2006

Catalogação-na-Publicação

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

G964a

Guiotti, Aimée Maria

Avaliação de silicones para próteses faciais em função do efeito do tempo de armazenagem, da desinfecção química e da pigmentação sobre a deterioração marginal e a dureza Shore A / Aimée Maria Guiotti. - Araçatuba : [s.n.], 2006

219 f. : il. ; Cd-Rom

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2006

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Coelho Goiato

1. Prótese maxilofacial 2. Silicones 3. Desinfecção 4. Dureza

Black D3

CDD 617.601

DADOS CURRICULARES

NOME.....: AIMÉE MARIA GUIOTTI

NASCIMENTO.....: 19/07/1978 - São José do Rio Preto-SP

NACIONALIDADE....: Brasileira

FILIAÇÃO.....: Nelson Guiotti
Natalina Maria Campanha Guiotti

1996/1999.....: Curso de Graduação
Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP

1999.....: Estágio de Aperfeiçoamento junto à Disciplina de Prótese Total do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

2000.....: Estágio no Serviço de Prótese Buco-maxilo-facial, do Centro de Oncologia Bucal, Unidade Auxiliar da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

2001/2003.....: Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária na Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP - nível Mestrado.

2004.....: Especialista em Prótese Dentária.

2004/2006.....: Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária na Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP - nível Doutorado.

2002/2006.....: Professora das disciplinas de Prótese Dentária do curso de Odontologia da Fundação Municipal de Educação e Cultura de Santa Fé do Sul - FUNEC.

2003/2006.....: Professora das disciplinas de Prótese Dentária do curso de Odontologia do Centro Universitário de Rio Preto – UNIRP.

Dedicatória

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus queridos pais, ***Nelson Guiotti*** *e* ***Natalina Maria Campanha Guiotti,*** *que nesses longos anos de estudo me incentivaram e me apoiaram, sempre aplaudindo as alegrias de minhas conquistas. Por todo o amor e confiança que sempre depositaram em mim.*

Ao ***Kennedy,*** *meu esposo, que inúmeras vezes precisou dividir-me com este trabalho, compreendendo, incentivando e me apoiando sempre.*

Aos meus irmãos, ***Adriano, Flávia e Daniela,*** *e meus sobrinhos,* ***Marina e João Pedro,*** *por serem tão importantes em minha vida.*

Agradecimentos Especiais

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus, *por permitir que eu chegasse até aqui, iluminando e abençoando minha caminhada.*

Ao Prof. Dr. Marcelo Coelho Goiato, *meu orientador, agradeço de forma especial, pela orientação de mais este trabalho, pelo incentivo e confiança em mim depositada. Agradeço ainda a constante disponibilidade, a amizade, as oportunidades oferecidas e toda a experiência transmitida durante o nosso convívio, pelo seu exemplo profissional.*

Agradecimentos

AGRADECIMENTOS

À ***Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP,*** *que desde a graduação me acolheu e hoje me permite alcançar mais este título.*

A todo o ***Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP,*** *professores e funcionários.*

Aos professores do Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, ***Prof. Dr. Humberto Gennari Filho, Prof. Dr. Eduardo Pizza Pellizzer, Prof. Dr. Alício Rosalino Garcia e Profª Dra. Eulália Maria Martins da Silva,*** *que diretamente participaram desta etapa de minha formação profissional.*

Às minhas amigas do curso de pós-graduação ***Karina e Liliana,*** *pela amizade e convivência.*

Às secretárias do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, ***Maria Lúcia e Ana Lúcia.***

À ***Marina e Valéria*** *da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, pela atenção e por todas as orientações que sempre estavam dispostas a oferecer.*

Ao ***Prof. Dr. Elerson Gaetti Jardim Júnior,*** *pela orientação e esclarecimentos quanto ao método de desinfecção utilizado em nossa pesquisa.*

Às bibliotecárias da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, em especial à ***Ana Cláudia,*** *pela orientação e correção estrutural da Tese e também às outras funcionárias por todo o apoio.*

Ao ***Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti****, da Disciplina de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela execução de nossa análise estatística.*

À minha cunhada ***Luciana Prudente Guiotti,*** *pela atenção e carinho na correção gramatical e ortográfica do texto.*

Aos meus amigos e colegas de profissão da Fundação Municipal de Educação e Cultura de Santa Fé do Sul: *Prof. Mitsuru Ogata, Humberto Carlos Pires, Guilherme Hiroshi Yamanari, Thiago Marchi Martins, Karina Helga Turcio de Carvalho, Oswaldo Baptista de Souza Jr., Cláudia Garcia Pereira, Eduardo Cinel Agostinelli, Sâmira Âmbar Lins e Prof. Ariovaldo Antônio Martins.*

Aos meus amigos e colegas de profissão do Centro Universitário de Rio Preto: *Prof. Elyseu Sicoli, Marcos André Spagnol, Heloísa Helena Bolzan Gonçalvez, André Luiz Marçal Terreri, Ary Locci Jr. e Angélica.*

À *Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo* ***– FAPESP, pelo apoio financeiro concedido para a execução deste trabalho.***

Às demais pessoas que contribuíram ou participaram direta ou indiretamente da elaboração deste trabalho e que, por ventura, eu tenha me esquecido de agradecer.

Epígrafe

EPÍGRAFE

"A alegria está na luta, na tentativa, no sofrimento envolvido. Não na vitória propriamente dita."

Gandhi

Listas

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - (A) Silicone industrial Silastic 732 R.T.V. e (B) Silicone MDX4-4210. 71

Figura 2 - ɔtenção dos corpos-de-prova. 72

Figura 3 - (A) Pó de maquiagem (PERFUMES DANA do Brasil S.A.) e (B) Óxido de ferro (BAYER S. A. do Brasil). 74

Figura 4 - Balança de precisão (Ohaus-Marte). 74

Figura 5 - Corpos-de-prova (incolor, pigmentado com óxido de ferro e pigmentado com maquiagem). 76

Figura 6 - Microscópio eletrônico de varredura (JEOL JSM – T330 A). 78

Figura 7 - ɔnato de clorexidina a 2%. 78

Figura 8 - A análise da deterioração marginal foi feita nas bordas (margens) dos corpos-de-prova. 79

Figura 9 - SHORE A e (B) suporte. 80

Figura 10 - Corpo-de-prova posicionado na mesa do suporte do durômetro, mantendo uma distância de ± 2 mm da ponta penetradora do durômetro. 81

Figura 11 - Corpo-de-prova contra a ponta penetradora, exercendo uma pressão por 15 segundos, possibilitando a leitura da dureza SHORE A. 81

Figura 12 - Superfície do corpo-de-prova e os locais de mensuração nos períodos inicial, 6 meses e 1 ano. 82

Figura 13 - Fotomicroscopias dos corpos-de-prova do silicone Silastic 732 R.T.V. incolor, sem desinfecção química (A) e com desinfecção química (B), nos diferentes períodos de armazenagem (aumento de 1000x). 111

Figura 14 - Fotomicroscopias dos corpos-de-prova do silicone Silastic 732 R.T.V. com maquiagem, sem desinfecção química (A) e com desinfecção química (B), nos diferentes períodos de armazenagem (aumento de 1000x). 112

Figura 15 - Fotomicroscopias dos corpos-de-prova do silicone Silastic 732 R.T.V. com óxido de ferro, sem desinfecção química (A) e com desinfecção química (B), nos diferentes períodos de armazenagem (aumento de 1000x). 113

Figura 16 - Fotomicroscopias dos corpos-de-prova do silicone MDX4-4210 incolor, sem desinfecção química (A) e com desinfecção química (B), nos diferentes períodos de armazenagem (aumento de 1000x). 114

Figura 17 - Fotomicroscopias dos corpos-de-prova do silicone MDX4-4210 com maquiagem, sem desinfecção química (A) e com desinfecção química (B), nos diferentes períodos de armazenagem (aumento de 1000x). 115

Figura 18 - Fotomicroscopias dos corpos-de-prova do silicone MDX4-4210 com óxido de ferro, sem desinfecção química (A) e com desinfecção química (B), nos diferentes períodos de armazenagem (aumento de 1000x). 116

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem desinfecção química	86
Tabela 2 -	Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, com desinfecção química	87
Tabela 3 -	Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V. incolor, sem e com desinfecção química, nos diferentes períodos	88
Tabela 4 -	Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V. com óxido de ferro, sem e com desinfecção química, nos diferentes períodos	89
Tabela 5 -	Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V. com maquiagem, sem e com desinfecção química, nos diferentes períodos	90
Tabela 6 -	Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, no período inicial	91
Tabela 7 -	Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 6 meses	92
Tabela 8 -	Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 1 ano	93
Tabela 9 -	Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, sem desinfecção química	96
Tabela 10 -	Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, com desinfecção química	97

Tabela 11 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210 incolor, sem e com desinfecção química, nos diferentes períodos 98

Tabela 12 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210 com óxido de ferro, sem e com desinfecção química, nos diferentes períodos 99

Tabela 13 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210 com maquiagem, sem e com desinfecção química, nos diferentes períodos 100

Tabela 14 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, no período inicial 101

Tabela 15 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 6 meses 102

Tabela 16 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 1 ano 103

Tabela 17 - Comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, independentemente do tempo de armazenagem, da pigmentação e da desinfecção química 105

Tabela 18 - Comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, independentemente do tempo de armazenagem e da pigmentação, sem desinfecção química 106

Tabela 19 - Comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, independentemente do tempo de armazenagem e da pigmentação, com desinfecção química 107

Tabela 20 - Comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, independentemente da pigmentação e da desinfecção química, no período inicial 108

Tabela 21 - Comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, independentemente da pigmentação e da desinfecção química, após 6 meses de armazernagem 109

Tabela 22 - Comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, independentemente da pigmentação e da desinfecção química, após 1 ano de armazenagem 110

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem desinfecção química. 86

Gráfico 2 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, com desinfecção química. 87

Gráfico 3 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V. incolor nos diferentes períodos, sem e com desinfecção química. 88

Gráfico 4 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V. com óxido de ferro nos diferentes períodos, sem e com desinfecção química. 89

Gráfico 5 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V. com maquiagem nos diferentes períodos, sem e com desinfecção química. 90

Gráfico 6 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, no período inicial. 91

Gráfico 7 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 6 meses. 92

Gráfico 8 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 1 ano. 93

Gráfico 9 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, sem desinfecção química. 96

Gráfico 10 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do 97

silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, com desinfecção química.

Gráfico 11 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210 incolor, nos diferentes períodos, sem e com desinfecção química. 98

Gráfico 12 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210 com óxido de ferro, nos diferentes períodos, sem e com desinfecção química. 99

Gráfico 13 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210 com maquiagem, nos diferentes períodos, sem e com desinfecção química. 100

Gráfico 14 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, no período inicial. 101

Gráfico 15 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 6 meses. 102

Gráfico 16 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 1 ano. 103

Gráfico 17 - Gráfico de comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210. 105

Gráfico 18 - Gráfico de comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, sem desinfecção química. 106

Gráfico 19 - Gráfico de comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, com desinfecção química. 107

Gráfico 20 - Gráfico de comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, no período inicial. 108

Gráfico 21 - Gráfico de comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, após 6 meses de armazernagem. 109

Gráfico 22 - Gráfico de comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, após 1 ano de armazenagem. 110

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Silicones para uso em prótese facial 71

Quadro 2 - Pigmentos utilizados para a pigmentação dos silicones 73

Quadro 3 - Grupos de corpos-de-prova para os dois silicones para uso facial 76

LISTA DE ABREVIATURAS

P.B.M.F. = Prótese buco-maxilo-facial

R.T.V. = *room temperature vulcanizing* (Polimerizado à tempertatura ambiente)

H.T.V. = *heat temperature vulcanizing* (Polimerizado pelo calor)

P.V.C. = Cloreto polivinílico

SHORE A = Medida da dureza de plásticos e borrachas (valor em unidades)

ASTM = Sociedade Americana para Testes e Materiais

M.E.V. = Microscópio eletrônico de varredura

°C = Graus Celsius

µm = Micrometro

mm = Milímetro

g. = Grama

% = Porcentagem

n° = Número

p. = Página

Resumo

GUIOTTI, A. M. *Avaliação de silicones para próteses faciais em função do efeito do tempo de armazenagem, da desinfecção química e da pigmentação sobre a deterioração marginal e a dureza SHORE A.* Araçatuba, 2006. 218f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Araçatuba, 2006.

RESUMO

O insucesso das próteses faciais é causado pelas limitações das propriedades dos materiais existentes, sendo as mais críticas a flexibilidade e a durabilidade. Uma prótese facial deve ser resistente e ter longa duração, mas se manter suave e flexível para acompanhar os movimentos faciais do paciente. Diante destas considerações, o objetivo desta pesquisa foi o de avaliar a deterioração marginal e a dureza SHORE A de dois silicones para uso em prótese facial – o Silastic 732 R.T.V. e o Silastic MDX4-4210, sob a influência do tempo de armazenagem, da desinfecção diária com clorexidina a 2% e de dois tipos de pigmentação, considerando que sempre houve a necessidade de um material que combinasse a flexibilidade natural da pele humana com durabilidade no seu uso. Foram confeccionados 30 corpos-de-prova para cada material, divididos em 3 grupos: controle (incolor), pigmentados com maquiagem e com óxido de ferro. A análise da deterioração marginal foi realizada em microscópio eletrônico de varredura e o teste de dureza dos materiais foi realizado em durômetro SHORE A, imediatamente, 6 meses e um ano após a confecção dos corpos-de-prova, seguindo as especificações da ASTM. Os dados da dureza foram submetidos à análise estatística, utilizando-se do teste de Tukey com nível de 99% de confiabilidade. Os dois silicones para uso facial apresentaram um aumento da sua dureza SHORE A com o passar do tempo. Entretanto, a dureza SHORE A

manteve-se estável no período de 6 meses a 1 ano. Quando os silicones foram comparados entre si, o Silastic 732 R.T.V. mostrou-se estatisticamente mais flexível que o MDX4-4210. Após a análise visual das fotomicroscopias (aumento de 1000x) foi possível perceber que todos os grupos sofreram deterioração marginal e alteração de sua textura superficial com o passar do tempo. O uso da desinfecção química também contribuiu para a deterioração marginal dos silicones, independentemente da pigmentação e do tempo de armazenagem. Concluiu-se que os dois silicones para uso facial apresentaram um aumento da sua dureza SHORE A com o passar do tempo, apresentando diferença estatisticamente significativa somente entre o período inicial e 6 meses; ambos os silicones estão de acordo com os valores de dureza SHORE A encontrados na literatura, independentemente do tempo de armazenagem, da pigmentação e da desinfecção química. Após a análise visual das fotomicroscopias (aumento de 1000x) foi possível perceber que todos os grupos sofreram deterioração marginal com o passar do tempo e com a desinfecção química diária.

Palavras-chave: Prótese maxilofacial. Silicones. Desinfecção. Dureza.

Abstract

GUIOTTI, A. M. *Assessment of silicones for use in maxillofacial prosthesis: the influence of time's storage, chemical disinfection and pigmentation about marginal deterioration and SHORE A hardness.* Araçatuba, 2006. 218f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Araçatuba, 2006.

ABSTRACT

Prosthetic failure can be attributed to the inherent problems of the properties of materials, such as flexibility and durability. The maxillofacial prosthesis must be strong and have durability, but must be soft and flexible enough to respond to the facial motions of the patient. The purpose of this study was to analyse the influence of time's storage, chemical disinfection with 2% chlorhexidine-based solution and two distincts pigments about marginal deterioration and SHORE A hardness of two silicones for use in maxillofacial prosthesis – the Silastic 732 R.T.V. and the Silastic MDX4-4210. Thirty specimens were fabricated for each silicone using a matrix. Specimens were separated in three groups: control (colourless), pigmented with commercial cosmetic (makeup powders) and pigmented with iron oxid. The marginal deterioration analysis was realized in scanning electron microscope (SEM) and the hardness test was realized in a SHORE A durometer, according to ASTM, designation D 2240. The readings were realized after polymerization of the specimens (initial period), after 6 months and 1 year, with and without disinfection. The data of SHORE A hardness were submited to the statistic analysis, by the Tukey's Test. Both silicones presented an increase of hardness over time. However, the hardness maintained stable at 6 months and 1 year periods. When both silicones were compared, the Silastic 732 R.T.V. showed statistically softer than MDX4-4210. After visual analysis of

photomicrocopies (1000x), was possible note that all groups suffered marginal deterioration over time. The chemical disinfection also contributed to marginal deterioration of silicones, independent of time and pigmentation. Subject to the design, materials and methods used in this research, the following conclusions can be drawn: both silicones for use in maxillofacial prosthesis showed an increase of SHORE A hardness over time; they presented a statistic difference only between initial period and 6 months period; both silicones are according to the SHORE A hardness founded in literature, independent of time's storage, pigmentation and chemical disinfection. After visual analysis of the photomicrocopies was possible note that all groups suffered marginal deterioration over time and with diary chemical disinfection.

Keywords: Maxillofacial prosthesis. Silicones. Disinfection. Hardness.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO **29**

2 REVISÃO DA LITERATURA **35**

3 PROPOSIÇÃO **68**

4 MATERIAL E MÉTODO **70**

4.1 Material **71**

4.2 Método **77**

4.3 Forma de análise dos resultados **83**

5 RESULTADO **84**

5.1 Resultados da alteração dureza SHORE A **85**

5.1.1 Resultados obtidos para o silicone Silastic 732 R.T.V. **94**

5.1.2 Resultados obtidos para o silicone MDX4-4210

5.1.3 Comparação dos resultados obtidos para o silicone Silastic 732 R.T.V. e o MDX4-4210 **104**

5.2 Resultados da deterioração marginal

5.2.1 Resultados obtidos para o silicone Silastic 732 R.T.V. **111**

5.2.2 Resultados obtidos para o silicone MDX4-4210 **114**

6 DISCUSSÃO **117**

6.1 Dureza SHORE A **118**

6.2 Deterioração marginal **125**

7 CONCLUSÃO **128**

REFERÊNCIAS **131**

Anexos **138**

Introdução

1 INTRODUÇÃO

As deformidades buco-maxilo-faciais são constrangedoras e embaraçosas ao portador. Esses defeitos, sejam eles congênitos, causados por traumas ou oncocirurgias, tornam esses indivíduos traumatizados, complexados e diminuídos físico e psicologicamente. Os pacientes portadores de defeitos ou mutilações faciais apresentam-se com sérios problemas psíquicos, familiares e sociais (FONSECA, 1966; REZENDE, 1997).

Como indicação de tratamento, Rezende et al. (1986) defendem que a cirurgia plástica é o tratamento de escolha quando houver circunstâncias favoráveis, pois certamente a reparação autoplástica, ou seja, aquela realizada em tecido vivo é muito mais desejável do que a reparação aloplásica ou artificial. Apesar dos recursos técnicos cirúrgicos terem progredido muito nos últimos tempos, há casos de defeitos congênitos e adquiridos em que ainda é aconselhável a restauração por próteses. A Prótese Buco-maxilo-facial (P.B.M.F.) é um dos ramos da prótese que, restaurando perdas de substâncias e deformidades da região buco-maxilo-facial, procura corrigir a estética e as funções perdidas ou alteradas (AZAMBUJA et al., 1994).

A reabilitação desses pacientes por meio da aloplasia ou restauração protética oferece condições bastante satisfatórias na recuperação da estética e do bem estar pessoal, tornando possível a

reintegração desses indivíduos em seu meio social e familiar, agindo como terapia psicológica, tornando-os mais felizes e seguros.

Atualmente, os materiais mais utilizados para a confecção de próteses faciais são a resina acrílica termicamente ativada e os silicones, polimerizados pelo calor (H.T.V.) e à temperatura ambiente (R.T.V.) (ANDRES et al. 1992; AZAMBUJA et al., 1994; AZIZ et al., 2003; BULBULIAN, 1965; CHALIAN; PHILLIPS, 1974; HANSON et al., 1983; POLYZOIS, 1999a).

Embora a resina acrílica tenha custo menor do que o silicone, seja mais durável e mais facilmente obtida, não possui flexibilidade, requisito indispensável para que a prótese tenha a estética requerida pelos pacientes. O silicone é o material que mais se aproxima do ideal (ABDELNNABI et al., 1984; KANTER, 1970; NEVES; VILLELA, 1998; SCHAAF, 1970), ainda que tenha custo elevado e difícil aquisição em nosso país, pois a maioria é de fabricação estrangeira. A limitação do emprego do silicone como material para a confecção das próteses faciais é a sua rápida degradação e instabilidade de cor, causadas pela exposição aos raios ultra-violetas, à poluição do ar e às mudanças de temperatura e umidade (KIAT-AMNUAY et al., 2006; LEMON et al., 1995; MOHITE et al., 1994; TRAN et al., 2004). Um dos aspectos mais angustiantes e limitantes, nos tratamentos com próteses faciais é o fato de se tornarem desagradáveis após poucos meses de uso devido às mudanças de cor e distorção das margens (CANTOR et al.,1969; BELLAMY; WATERS, 2005).

Para Ishigami et al. (1997), as próteses confeccionadas com silicones elastoméricos são consideradas efetivas por apenas seis meses a um ano, havendo a necessidade de serem refeitas devido à instabilidade de cor, deterioração da textura e das margens e diminuição da resistência ao rasgamento das próteses, em função dos efeitos dos raios ultra-violetas, da deposição de resíduos microscópicos nas porosidades da superfície, uso de adesivos, manuseamento contínuo das próteses pelo paciente com produtos de limpeza e desinfetantes. Uma prótese facial deve ser resistente e ter longa duração, mas se manter suave e flexível (pequena dureza SHORE A) para acompanhar os movimentos faciais do paciente (BENOIST, 1962; CARVALHO, 1989; LEWIS; CASTLEBERRY, 1980). A textura do material protético deve se aproximar a da pele humana, condição sem a qual, a prótese facial permanecerá sem vida, por mais perfeita que seja a sua escultura e adaptação (GRAZIANI, 1982).

Os materiais flexíveis, ou seja, com baixa dureza SHORE A são mais adaptáveis a estas reparações, pois acompanham as expressões faciais, conferindo maior naturalidade às próteses. Sabe-se que são menos duráveis que os materiais rígidos, pois a umidade e as substâncias químicas, presentes no ar, afetam sua vida útil, e as epíteses (P.B.M.F.) construídas com certos materiais flexíveis, têm de ser refeitas constantemente (ACKERMAN, 1955; ROBERTS, 1957).

Um dos aspectos mais importantes para que uma prótese seja considerada esteticamente agradável é que haja a reprodução da cor da parte perdida e que esta se misture com os tecidos circunvizinhos a

ponto de ser quase que imperceptível àqueles que observam o seu portador (GOIATO et al., 2005; NEVES; VILELA, 1998). Vários métodos de pigmentação foram testados no intuito de se alcançar a estabilidade de cor tanto para pigmentações intrínsecas quanto extrínsecas frente à exposição aos fatores ambientais (HANSON et al., 1983; KIAT-AMNUAY et al., 2006; MANCUSO, 2005). A pigmentação, assim como os outros fatores já mencionados, também pode alterar as características e propriedades físicas do material. Resultados obtidos em estudos de Yu et al. (1980a), Guiotti e Goiato (2003, 2004) e Goiato et al. (2005) indicaram que a incorporação de 0,2% a 1% de peso de pigmentos pode alterar as propriedades físicas e mecânicas da base elastomérica.

Portanto, ainda não há um material que preencha todos os requisitos listados por Bulbulian (1945), como biocompatibilidade, flexibilidade, leveza, translucidez, baixa condutibilidade térmica, durabilidade, amoldabilidade, fácil duplicação, boa caracterização e de fácil higiene.

A deficiência na higienização das próteses faciais colabora para que os tecidos subjacentes a essas próteses fiquem susceptíveis às infecções. Portanto, é de fundamental importância o procedimento de desinfecção química das próteses e manutenção da saúde dos tecidos adjacentes a ela. Segundo Rezende et al. (1986), os dispositivos, aparelhos e próteses devem ser devidamente higienizados sem que haja qualquer alteração estrutural do material em que foi confeccionado.

Diante das considerações expostas, julgamos de grande interesse verificar a deterioração marginal e a flexibilidade por meio da dureza SHORE A dos corpos-de-prova de silicones com e sem pigmentos, sob a influência do tempo de armazenagem e da ação do desinfetante, considerando que sempre houve a necessidade de um material que combinasse a textura e flexibilidade natural da pele humana com durabilidade no seu uso.

Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

Iniciamos o levantamento bibliográfico, a partir de 1945, uma vez que os silicones surgiram comercialmente após a Segunda Guerra Mundial, embora só tenham sido utilizados e pesquisados na área médica a partir de 1953 (ABDELNNABI et al., 1984).

Bulbulian (1945) listou os requisitos que os materiais para Prótese Buco-maxilo-facial deveriam preencher, dentre eles destacou: biocompatibilidade, flexibilidade (dureza SHORE A), leveza, baixa condutibilidade térmica, durabilidade, translucidez e amoldabilidade.

Ackerman (1955) considerou na ocasião, que ainda está por ser descoberto o material ideal que imite fielmente a pele em qualquer condição de variação desta e que seja durável. Entretanto, uns poucos materiais dão resultados razoavelmente bons, mas as próteses devem ser refeitas constantemente.

Roberts (1957) disse que sua experiência na especialidade mostrou que o insucesso das próteses faciais foi causado principalmente pelas limitações das propriedades dos materiais existentes. Considerou que, infelizmente, não existe um material que preencha todos os requisitos necessários para se confeccionar uma prótese perfeita. Dentre os requisitos por ele citados, destacamos: a flexibilidade - o material deve ser mole e flexível como o tecido e acompanhar as expressões faciais; a durabilidade - o material deve ter vida indefinida, conservando sua textura sem sofrer os efeitos do sol, da umidade e de substâncias químicas

presentes no ar. Os materiais utilizados para restaurações faciais podem ser rígidos e flexíveis. Os flexíveis são mais adaptáveis a estas reparações, pois acompanham as expressões faciais e conferem maior naturalidade às próteses. Sabe-se que são menos duráveis que os materiais rígidos, e as epíteses (P.B.M.F.), construídas com certos materiais flexíveis, têm de ser refeitas constantemente.

Em 1960, Barnhart procurou reunir as propriedades de materiais duros e resilientes em um único produto. Desenvolveu um material para prótese facial composto por 24 ml de Silastic 502 R.T.V.; 3 ml de silicone fluido; 4 ml de líquido de resina de metacrilato de metila; 12 ml de pó de metacrilato de metila e 125 mg de catalizador de Silastic 502. Este material apresentou, segundo o autor, boa estabilidade dimensional após completa polimerização, mantendo sua cor e flexibilidade no período de um ano.

Benoist (1962) citou as qualidades exigidas para a confecção de epíteses (P.B.M.F.), destacando como de importância a maciez e a leveza e que a mobilidade da face imprime, de fato, a estas próteses, deformações constantes e só um material bastante flexível e elástico seria capaz de conservar uma adaptação satisfatória e perfeita. Infelizmente, segundo o autor, estes materiais flexíveis apresentam porosidade, facilitando a impregnação de poeira, fumaça de cigarro, etc.

Oribe (1965) afirmou que a grande elasticidade e resiliência (baixa dureza SHORE A) das borrachas de silicone dão à prótese facial

uma textura semelhante a da pele humana e permitem o aproveitamento das irregularidades ou ângulos mortos, contribuindo para a perfeita retenção, não produzindo irritações ou ferimentos nas bordas do defeito cirúrgico por amortizar as pressões causadas pelos movimentos musculares.

Bulbulian (1965), ao tratar de materiais utilizados nas próteses faciais, citou os novos materiais introduzidos na especialidade, como as borrachas de silicone, particularmente as R.T.V. (polimerizadas à temperatura ambiente). Este material tinha algumas vantagens, uma delas era ser fisiologicamente inerte. O autor citou ainda a manutenção da sua consistência, forma e cor. Entretanto, os silicones não substituíram completamente o PVC, particularmente devido à sua baixa resistência à ruptura.

Fonseca (1966) afirmou que as próteses faciais podem ser tão ou mais grotescas que a própria deformidade. Dessa forma, a estética das próteses é de fundamental importância na redução do problema dos pacientes com deformidades faciais. O autor afirmou, ainda, que não há um material que preencha todos os requisitos listados por Bulbulian (1945), como biocompatibilidade, flexibilidade, leveza, translucidez, baixa condutibilidade térmica, durabilidade, amoldabilidade, fácil duplicação, boa caracterização e de fácil higiene.

Cantor et al. (1969) afirmaram que o sucesso do resultado estético e a reconstrução protética facial imperceptível são determinados primariamente pela natureza do defeito físico, pela habilidade e

experiência do profissional e pelas propriedades dos materiais empregados. Consideraram, ainda, que um dos aspectos mais angustiantes, nos tratamentos com próteses faciais, é o fato de se tornarem desagradáveis, após poucos meses de uso, devido às mudanças de cor e à distorção das margens. Para os autores, uma reconstrução facial aparente, ainda que menos notável que o defeito original, pode causar mais ansiedade e menos reajuste social ao paciente que anteriormente ao tratamento.

Kanter (1970) analisou o uso dos silicones R.T.V. em próteses faciais e concluiu que eles podem ser usados em qualquer restauração dos tecidos faciais. As vantagens desse material incluem as propriedades físicas e mecânicas, a estabilidade dimensional e térmica, elasticidade, flexibilidade e a textura de pele normal. Esse material pode ser facilmente pigmentado, moldado e polimerizado em temperatura ambiente, tendo uma efetiva aparência estética. As técnicas de processamento são comparativamente mais simples e mais precisas do que as dos outros materiais. As principais desvantagens do silicone para este propósito são: a sua baixa resistência à tração e ao rasgamento nas finas bordas da prótese, quando da limpeza, colagem e sucessivas remoções.

Schaaf (1970) afirmou que os compostos de silicone são os materiais que mais se aproximam do material ideal para prótese buco-maxilo-facial. A única desvantagem, segundo o autor, seria a dificuldade de caracterização adicional após a prótese já estar pronta. O autor propôs

uma técnica de tatuagem na superfície das próteses.

Sweeney et al. (1972), realizaram testes para avaliar as propriedades dos materiais buco-maxilo-faciais, expostos a condições semelhantes ao do meio ambiente. O material testado foi um cloreto polivinílico (PVC). Eles concluíram que uma das áreas críticas é a margem onde a restauração contacta com o tecido remanescente. Por razões estéticas, essa borda deve ser muito fina, para responder aos movimentos dos tecidos da face. O material deverá também ser bastante flexível e estável quando exposto às mudanças de temperatura e à irradiação solar. Ele não deverá ser afetado pelas secreções da pele. Segundo os autores, um ano era o tempo máximo de vida útil da prótese, e a maioria dos pacientes necessitava de uma substituição em aproximadamente seis a oito meses, dependendo da situação individual. Estes autores propuseram uma especificação de dureza SHORE A para os materiais para próteses faciais na faixa de 48 a 52 unidades.

Chalian e Phillips (1974), estudando os materiais empregados em prótese buco-maxilo-facial, destacaram para as próteses extra-orais, os silicones R.T.V. e H.T.V. Citaram que os silicones foram introduzidos ao redor de 1946, mas somente alguns anos depois é que foram empregados como materiais em prótese buco-maxilo-facial. No grupo dos silicones R.T.V., destacam-se: o Silastic 382 e 399 da Dow Corning Corporation, sendo que, as próteses podem ser confeccionadas, utilizando-se de moldes de gesso. Os silicones H.T.V. foram especialmente desenvolvidos para prótese buco-maxilo-facial pela Dow Corning

Corporation (Silastic MDX4-4514, MDX4-4515, MDX4-4516) e pela General Eletric, que criou um silicone com finalidades protéticas. As próteses confeccionadas com silicones H.T.V. são processadas em moldes metálicos e polimerizadas à temperatura de 170° C em calor seco, por aproximadamente 20 minutos.

Rezende (1975) estudou as alterações de dimensão linear e de dureza SHORE A de alguns materiais usados em prótese facial em função do envelhecimento e da inclusão da tela de “nylon”. Esses materiais foram: o Audiflex (resina resiliente termicamente ativada); os compostos de P.V.C. Cordo (copolímeros de cloreto polivinílico); o Silastic 382 RTV Medical Grade Elastomer (borracha de silicone de polimerização a frio) e o Rapidaflex (resina resiliente quimicamente ativada de procedência nacional). Dos resultados obtidos, pôde-se concluir que: à exceção do Silastic, os materiais escolhidos apresentaram contração com o decorrer do tempo, a qual aumenta com o envelhecimento. A presença de tela não influiu de maneira estatisticamente significante sobre esta contração; os materiais estudados apresentaram durezas SHORE A diversas (Audiflex - 93; Rapidaflex - 81; P.V.C. Cordo - 81; P.V.C. Cordo 50 - 46; Silastic 382 - 45). A presença de tela, assim como o envelhecimento, tende a aumentar a dureza. O envelhecimento aumenta a dureza do Silastic (de 43 unidades SHORE A para 47), P.V.C. Cordo (de 71 unidades SHORE A para 91) e Rapidaflex (de 70 unidades SHORE A para 92), mas não aumenta a dureza do Audiflex (de 92 unidades SHORE A para 94). A presença da tela aumentou a dureza SHORE A do P.V.C.

Cordo 50 (de 41 unidades SHORE A para 48) e do Silastic (de 43 unidades SHORE A para 47).

Rezende e Oliveira (1976) estudaram as alterações de contração e de dureza SHORE A do P.V.C. Cordo em função do tipo de plastificante e do envelhecimento. Os materiais estudados foram o P.V.C. Cordo 50 e o P.V.C. Cordo 53, a diferença entre eles é o tipo de plastificante utilizado (plastificantes indicados para produtos plásticos). O envelhecimento artificial dos corpos-de-prova foi à temperatura de 70° C durante 70 horas, em estufa ventilada. De acordo com os resultados, pôde-se concluir que: os materiais estudados apresentaram contração com o decorrer do tempo; a contração foi maior no P.V.C. Cordo 53, sendo a diferença estatisticamente significante. Porém, esta diferença de porcentagem de contração talvez não tenha expressão clínica desfavorável, pois é de pequena magnitude (menos de 1%); o P.V.C. Cordo 53, ou seja, o novo material, apresentou menor dureza SHORE A (28 unidades) quando comparado ao P.V.C. Cordo 50 (30 unidades), o que é vantajoso para materiais de prótese facial. O envelhecimento não teve influência estatisticamente significativa sobre a dureza SHORE A dos materiais em estudo.

Moore et al. (1977) avaliaram os materiais poliméricos para próteses faciais e concluíram que as propriedades mais desejáveis nesses materiais são: facilidade de moldagem inicial e duplicação; facilidade de pigmentação intrínseca e extrínseca; flexibilidade semelhante à da pele humana; estabilidade; facilidade de aderência aos tecidos vivos;

resistência à ruptura das bordas muito finas; facilidade de limpeza sem perda dos detalhes superficiais; ausência de deterioração marginal; e ausência de citotoxidade e sensibilidade do tecido receptor. Estes autores usaram um durômetro SHORE A especificado pela ASTM D2240-68, o método padrão para se avaliar a dureza de borrachas e plásticos. Os autores compararam os valores da dureza SHORE A do silicone Silastic MDX4-4210, com e sem a adição do plastificante (fluido) e o Silastic 382. Eles encontraram que o Silastic MDX4-4210 teve uma dureza de aproximadamente 26,8 unidades e que a sua dureza pode ser reduzida para aproximadamente 18,4 unidades com o uso de fluidos de silicone (360 medical fluid – Dow Corning Corp.). Quando comparado ao Silastic 382 (41,4 unidades SHORE A), o MDX4-4210 mostrou-se significativamente mais macio.

Jani e Schaaf (1978) realizaram uma pesquisa para avaliar as opiniões dos pacientes e suas razões para não estarem usando suas próteses faciais confeccionadas no Instituto Memorial Roswell Park (USA). Foram entrevistados 143 pacientes, apenas 76 responderam aos questionários, dos quais 38 estavam usando suas próteses e outros 38 não estavam. Várias foram as explicações para os pacientes não estarem utilizando suas próteses, como: falta de retenção; recorrência da lesão cancerígena; insatisfação com a forma e com a caracterização das restaurações; irritação dos tecidos pelo uso de adesivos ou mesmo da prótese; peso excessivo da prótese e fragilidade dos tecidos subjacentes. Dos pacientes entrevistados, 36% tiveram suas próteses refeitas dentro

de seis meses; 33,6% dentro de sete meses a um ano; 17,6% dentro de 13 a 18 meses; 8% dentro de 19 a 24 meses e o restante foram refeitas após dois anos. Dos 69,6% dos pacientes que tiveram as suas próteses refeitas dentro de um ano, 29% foi devido à alteração da cor; 26,3% devido à ruptura das margens ou da própria deterioração do material; 18,5% tiveram suas próteses refeitas devido às alterações no próprio defeito cirúrgico ou recorrência da doença; e 26,3% não apresentaram uma razão específica. Os autores concluíram que a maioria das próteses, que foram refeitas dentro de um ano, sofreu mudanças de cor; deterioração do material e ruptura das margens.

Rowe e Forrest (1978) foram um dos primeiros pesquisadores a fazerem um estudo para avaliar o efeito da solução de clorexidina sobre os moldes de materiais de moldagem elastoméricos (polissulfeto, silicona e poliéter). Um bloco metálico, com uma superfície com pequenas pirâmides e sulcos paralelos, foi usado como matriz. Foram obtidos 8 moldes de cada material, sendo 4 moldes desinfetados com solução de clorexidina a 0,5% em álcool 70%, nos períodos de 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos e 24 horas. Os outros 4 moldes foram imersos em água destilada em períodos similares. Após o final deste procedimento, os moldes foram vazados em gesso pedra e a superfície reproduzida examinada quanto à rugosidade, à porosidade e outros defeitos superficiais que pudessem ter sido produzidos pela solução desinfetante. Os autores observaram que não existiu diferença entre os moldes imersos em água ou em soluções desinfetantes de clorexidina.

Rezende e Maringoni Filho (1979) realizaram uma análise de diversos materiais rígidos e flexíveis de fabricação nacional e estrangeira, equacionando as propriedades que esses materiais deveriam apresentar com vistas à sua utilização em prótese facial. Essas propriedades eram: compatibilidade; flexibilidade; leveza; translucidez; amoldabilidade; baixa condutibilidade térmica; durabilidade; fácil duplicação; fácil aquisição; fácil higienização; estabilidade dimensional; resistência à tração e ao rasgamento e possibilidade de colagem aos tecidos. Dentre os materiais flexíveis de uso rotineiro destacavam-se as resinas resilientes, como o Audiflex, os cloretos polivinílicos, como o P.V.C. Cordo e os silicones. Próteses confeccionadas com estes materiais mostravam a superioridade do P.V.C. Cordo no que se referia à textura, leveza e facilidade de pigmentação extínseca; e a dos silicones, no que se referia à facilidade de confecção e durabilidade.

Yu et al. (1980a) avaliaram a estabilidade das propriedades físicas de vários materiais elastoméricos maxilofaciais sob condições de envelhecimento acelerado equivalente a três anos de uso clínico. Para a simulação deste envelhecimento foi utilizada uma câmara (estufa), com uma fonte de luz de xenônio (2500 watts). Esta fonte de luz produzia uma irradiação semelhante à da luz do sol. A resistência à tração, a máxima porcentagem de alongamento, a resistência ao cisalhamento, a resistência à ruptura e a dureza SHORE A foram determinadas antes e após o envelhecimento. Os materiais utilizados neste estudo foram: um cloreto polivinílico (Prototype III); um poliuretano (Epithane 3); três silicones

R.T.V. (Silastic 382, 399 e o MDX4-4210) e um silicone H.T.V. (Silastic 4-4515). Os autores concluíram que o poliuretano foi o único material altamente afetado pelo envelhecimento, apresentando uma severa degradação após 600 horas de teste. O material que exibiu a melhor estabilidade, foi o Silastic 4-4515. Porém, quando outras propriedades foram avaliadas como, a facilidade de processamento, baixa viscosidade e a temperatura com a qual o silicone era polimerizado tornaram o Silastic MDX4-4210 o melhor material de escolha para próteses entre os produtos avaliados neste estudo. Este material apresentou uma dureza SHORE A, no período inicial de 32,4 unidades, mantendo-se estável estatisticamente após os períodos de envelhecimento de 600 horas (32,6 unidades) e 900 horas (33,0). Os demais materiais apresentaram durezas SHORE A maiores que o MDX4-4210 independentemente do envelhecimento, na seguinte ordem: P.V.C. Cordo (53,4 unidades); silicone 382 (47,6 unidades); Silicone 399 (46,6 unidades); silicone Silastic MDX4-4515 (44,8 unidades).

Yu et al. (1980b) avaliaram os efeitos do envelhecimento acelerado sobre as propriedades físicas e mecânicas de um silicone pigmentado de uso facial. O material de escolha foi o Silastic MDX4-4210, o qual possui estabilidade das propriedades físicas e de cor comprovadas. Foram utilizados 11 pigmentos maxilofaciais e as propriedades avaliadas foram: resistência à tração, máxima porcentagem de alongamento, resistência ao cisalhamento, dureza SHORE A e deformação permanente antes e após o envelhecimento por 900 horas. Foram utilizados 11

pigmentos secos minerais de várias colorações e seus efeitos sobre as propriedades do silicone anteriormente ao envelhecimento também foram estudados. Os autores concluíram que a adição 0,2% de peso de pigmentos pode alterar as propriedades físicas e mecânicas da base elastomérica. Entretanto, essas mudanças observadas não foram grandes o suficiente para comprometer o uso do material clinicamente. A dureza SHORE A do silicone Silastic MDX4-4210 aumentou com a adição dos pigmentos quando os valores foram comparados com o grupo controle (32,4 unidades). O envelhecimento provocou uma leve mudança na deformação permanente e também na dureza SHORE A de algumas combinações de pigmentos, mas não clinicamente significante.

Lewis e Castleberry (1980) avaliaram os recentes avanços dos materiais para próteses buco-maxilo-faciais. Os autores dividiram os critérios para um material ideal em duas categorias: características de processamento e características de performance. Como características de processamento, a matéria-prima de um material deveria ser facilmente produzida e barata. O material não deveria sofrer contração, a viscosidade deveria ser baixa o suficiente para permitir a reprodução fiel da superfície do molde e o tempo de trabalho deveria ser longo o suficiente para permitir ao profissional realizar a mistura do material e preencher o molde cuidadosamente (15 minutos a 1 hora). Como características de performance, o material deveria ser resistente, porém macio e flexível o suficiente para responder aos movimentos faciais do paciente. A

resistência à tração, alongamento de ruptura e módulo de alongamento definem a resistência da prótese à ruptura durante o uso e manutenção. Os autores concluíram que muita pesquisa ainda deve ser feita sobre os materiais. O tempo de processamento ainda é muito longo para muitos materiais. A coloração extrínseca é extremamente difícil de ser conseguida; a adaptação e fixação das próteses ao paciente continuam necessitando de muita melhora; as margens são difíceis de mascarar mesmo com os melhores materiais; as próteses extensas, confeccionadas pela maioria dos materiais, são muito pesadas e pobremente retidas; e o manchamento das próteses pelos alimentos, cosméticos e tabaco é um sério problema. Os autores fixaram como desejável para estes materiais, a faixa de 25 a 35 unidades de Dureza SHORE A.

Graziani (1982) ao considerar sobre os materiais para prótese facial indicou como requisitos fundamentais: a resistência à flexão (propriedade mecânica de resistir à fadiga flexural, ou seja, ao recurvamento repetido até quebrar) e a inalterabilidade quanto à forma e volume. O autor dá importância fundamental à inalterabilidade de forma e volume, pois qualquer modalidade de prótese, seja ela dentária ou maxilo-facial, deverá conservar sua forma indefinidamente. Outra propriedade realçada foi quanto à elasticidade e flexibilidade do material protético que deverá se aproximar da textura da pele, condição sem as quais a prótese facial permanecerá sem vida, por mais perfeita que seja a sua escultura e adaptação. Considerou ainda, que os silicones são bem tolerados pela mucosa e pele, relativamente duráveis e resistentes ao

atrito, de fácil limpeza, flexíveis e não condutores de calor.

Hanson et al. (1983) afirmaram que os materiais mais utilizados para a confecção de próteses faciais são a resina acrílica termicamente ativada e os silicones, polimerizados pelo calor (H.T.V.) e à temperatura ambiente (R.T.V.).

Abdelnnabi et al. (1984) classificaram três categorias para as propriedades dos materiais faciais serem ideais: 1- características no processamento dos materiais, como baixa viscosidade no tempo de trabalho, boa coloração intrínseca e extrínseca, baixa solubilidade; 2- propriedades mecânicas, tais como: resistência à tração, módulo de tensão, resistência ao rasgamento, dureza superficial e porcentagem de alongamento, adequadas; 3- promover a comodidade ao paciente, não ser alérgico, não ser tóxico, nem carcinogênico, ser higiênico, possuir estabilidade química e periférica, fácil aderência aos tecidos vizinhos, baixa condutibilidade térmica e custo moderado. Estes requisitos têm sido resolvidos com o uso de materiais à base de silicone, que, segundo os autores, constituem os melhores materiais para prótese facial.

Wolfaardt et al. (1985) compararam as propriedades mecânicas de um material elastomérico novo para prótese facial, o Cosmesil (nas consistências, H - *hard* e S – *soft*) com alguns silicones normalmente utilizados para esta finalidade (o Silastic 382, o Silastic MDX4-4210 e o Silskin). A Dureza SHORE A foi medida com um durômetro (VWR Scientific Apparatus), de acordo com as especificações da ASTM D 2240-68. As amostras tinham a forma de discos com 30 mm

de diâmetro e 10 mm de espessura. O Silastic MDX4-4210 apresentou valores em torno de 30,3 unidades SHORE A, apresentando uma dureza maior que o Cosmesil-S (28,4 unidades) e menor que o Cosmesil-H (44,3 unidades). O Silskin apresentou os menores valores (21,4 unidades).

McElroy et al. (1985) avaliaram os níveis de vapor de ácido acético liberado durante o manuseio do Silastic Medical Adhesive Type A (Dow Corning Corp.- USA). Os autores afirmaram que, de acordo com as instruções de uso dos fabricantes, aproximadamente 6,4% do produto são emitidos na forma de vapor de ácido acético durante a polimerização. Este vapor, em concentração suficiente, é um risco à saúde e pode causar irritação e injúrias à pele, aos olhos, à mucosa e aos pulmões. Dessa forma, para previnir os efeitos nocivos, a Conferência Governamental Americana de Higienistas Industriais (ACGIH) recomenda que a exposição ao ácido acético não exceda a taxa de 15 ppm de ar, para cada 15 minutos. Os autores verificaram, durante seus experimentos, que uma pequena quantidade de ácido era emitida quando o Silastic era usado, não havendo um acúmulo significante de vapor na área de trabalho. Entretanto, a pequena proximidade do operador e do paciente da fonte de emissão do vapor pode resultar em irritação da mucosa nasal e dos olhos. O Instituto Nacional de Segurança e Saúde Ocupacional (USA) recomenda que, para combater os riscos potenciais, deve-se utilizar um pequeno ventilador para dispersar e diluir os vapores de ácido acético da área de trabalho e evitar colocar o material antes da polimerização, diretamente sobre a pele do paciente.

Rezende et al. (1986) e Rezende (1997) defenderam que a cirurgia plástica é o tratamento de escolha, quando houver circunstâncias favoráveis, pois certamente a reparação autoplástica, ou seja, aquela realizada em tecido vivo é muito mais desejável do que a reparação aloplásica ou artificial.

Larson, em 1988, afirmou que a clorexidina promove uma redução significante das infecções cutâneas quando utilizada para antissepsia, tendo um potencial muito baixo de irritar a pele. O autor relata que a clorexidina tem a sua ação desencadeada em 15 segundos e efeito residual de 6 horas, não sendo significativamente afetada pela presença de sangue e outras matérias orgânicas.

Carvalho (1989), em sua tese de livre-docência, fez uma avaliação das propriedades físicas dos dois primeiros silicones nacionais R.T.V., para uso em prótese facial, o Facsil L (lenta polimerização) e o Facsil R (rápida polimerização) desenvolvidos na Disciplina de Prótese Buco-maxilo-facial da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, além do silicone MDX4-4210, fabricado nos Estados Unidos e do Rapidaflex, resina resiliente de fabricação nacional. Os materiais, estudados em seu estado original, bem como submetidos ao envelhecimento artificial, por 70 horas a 70° C, foram avaliados com relação às seguintes propriedades: alteração dimensional, alongamento de ruptura, resistência à tração ou tensão de ruptura; dureza SHORE A e resistência ao rasgamento. O autor constatou que não houve alterações dimensionais nos três silicones estudados, ou seja, obteve a comprovação

de que os silicones apresentaram uma excelente estabilidade dimensional. Apenas o MDX4-4210, dentre os materiais pesquisados, atingiu a média de 30 unidades de Dureza SHORE A, sendo os valores ideais, de acordo com a literatura, entre 25 e 35 unidades. A resina Rapidaflex apresentou valores muito altos de dureza, em torno de 80 unidades SHORE A. Entretanto, os silicones Facsil L e Facsil R, apresentaram uma dureza SHORE A em torno de 20 a 22 unidades o que pode ser considerado como uma textura excelente para a confecção de próteses faciais. De acordo com este mesmo autor, há uma tendência dos pesquisadores em adicionar plastificantes aos silicones, como o 360 medical fluid (Dow Corning Corp.) com a finalidade de diminuir a dureza do material, bem como aumentar a sua resistência marginal.

Veres et al. (1990) realizaram uma revisão de literatura sobre as características superficiais dos materiais para próteses faciais. A textura de superfície do material é um ponto importante a se considerar de acordo com diferentes situações, por exemplo: quando utilizado intra-oralmente, a superfície do material deverá ser macia e lisa para diminuir traumas, enquanto que se for utilizado extra-oralmente, a superfície do material deveria ser áspera para favorecer a sua adesão à pele. À respeito da Dureza SHORE A, os autores confirmaram como valores ideais para materiais para próteses faciais, a faixa de 25 a 35 unidades, apesar de terem encontrado diversos outros valores na literatura.

Saboya (1990), em sua tese de mestrado, realizou uma pesquisa visando conhecer melhor o comportamento de três silicones

acéticos fabricados no Brasil quanto à liberação de ácido acético presente na formulação dos mesmos. O autor encontrou valores muito próximos nos três silicones e constatou que, após 24 horas, os produtos se estabilizavam quanto à liberação de ácido acético. Comentou ainda, que novas pesquisas devem ser realizadas para permitir o uso dos referidos produtos (Silastic 732 R.T.V., Rhodoastic 151 e TH 213) dentro da especialidade da Prótese Buco-maxilo-facial.

Andres et al. (1992), estudando os efeitos dos fatores ambientais sobre os elastômeros buco-maxilo-faciais, realizaram um levantamento internacional que consistia em seis questões enviadas à Associação da Academia Americana de Prótese Maxilofacial, aos diretores dos Programas de Prótese da graduação e pós-graduação e aos membros da Associação Americana de Aloplasia (uma organização de protéticos) com o propósito de determinar quais eram os materiais mais freqüentemente utilizados por eles na fabricação de próteses faciais; as vantagens e desvantagens desses materiais; os métodos de coloração adotados por eles; e as propriedades que eles consideravam ideais em um material. Os resultados desse levantamento indicaram que a maioria dos protesistas e protéticos estavam usando um silicone R.T.V., sendo o MDX 4-4210, o mais popular; a coloração era feita intrinsecamente com pigmentos secos minerais ou pigmentos artísticos; as maiores vantagens, listadas pelos entrevistados, foram o uso das máscaras faciais de gesso, facilidade de manipulação, de coloração e de limpeza e possibilidade de margens finas; as maiores desvantagens citadas foram a baixa resistência

das margens, a descoloração com o tempo, a sensibilidade da técnica, pobre compatibilidade com adesivos, o peso de próteses extensas, alta dureza e insuficiente elasticidade. As características consideradas ideais a um material foram: a presença de propriedades físicas e mecânicas similares aos tecidos vivos que estão sendo substituídos, apresentando estabilidade dimensional, reprodução de detalhes, alta resistência das margens, alta elasticidade e baixa dureza. O material deveria ser compatível com os tecidos vivos, não-tóxicos, anti-alérgicos e de fácil limpeza.

Sanchez et al. (1992) compararam as propriedades físicas de dois silicones para próteses faciais, o MDX4-4210 e um novo material, o A-2186. As propriedades analisadas foram resistência à tensão, alongamento, resistência ao rasgamento e a dureza SHORE A. Estas propriedades testadas foram selecionadas devido a sua significância clínica para a fabricação de próteses faciais. De acordo com os resultados deste estudo, o novo material apresentou melhores resultados que o Silastic MDX4-4210. O A-2186 também provou ser mais macio (19,90 unidades) que o Silastic (27,70 unidades), sendo, portanto, uma boa escolha para próteses faciais, de acordo com o autor.

Haug et al. (1992a) avaliaram os efeitos dos fatores ambientais sobre as propriedades físicas de seis materiais para próteses faciais, sendo dois novos silicones R.T.V. (A-2186 e A-102) e quatro elastômeros populares (um poliuretano; um silicone H.T.V, o MDX4-4515 e dois silicones R.T.V., o Silastic Medical adhesive e o Silastic MDX4-

4210). Os materiais foram submetidos a sete variáveis: exposição ao meio ambiente, armazenagem por 6 meses (sobre o telhado da Faculdade de odontologia de Indianápolis), dois tipos de adesivos (Pros-Aide Adhesive e Secure Medical Adhesive), dois tipos de agentes de limpeza (álcool e acetona) e cosméticos. Quando os valores da dureza SHORE A pré-tratamento (27,80 unidades) foram comparados com os valores pós-tratamento (27,44) do silicone Silastic MDX4-4210, verificou-se que os cosméticos não o afetaram estatisticamente. Este material se tornou mais macio (30,20 para 21,68 unidades) sob efeito de um dos adesivos (Secure Medical adhesive), entretanto tornou-se mais duro em função dos demais tratamentos. O fator tempo de armazenagem teve influência estatisticamente significativa sobre o silicone Silastic MDX4-4210 aumentando a sua dureza após 6 meses de 28,78 para 30,18 unidades.

Haug et al. (1992b) avaliaram os efeitos de fatores ambientais sobre as propriedades ópticas (mudança de cor e densidade óptica) de quatro materiais para próteses faciais. Os materiais foram submetidos a sete variáveis: exposição ao meio ambiente, armazenagem por 6 meses, dois tipos de adesivos, dois tipos de agentes de limpeza e cosméticos. Os autores concluíram que todos os materiais mostraram alguma alteração na densidade óptica. Todos os tratamentos causaram uma mudança visualmente detectável em todos os materiais.

De acordo com Phillips (1993), os silicones por condensação para moldagem dental são polímeros que consistem em uma polidimetil siloxana. Segundo o autor, todas as borrachas contraem-se ligeiramente

durante a polimerização, como resultado da redução do volume devido às ligações cruzadas e, durante a presa, as siliconas por condensação perdem álcool etílico (subproduto da reação de polimerização) e isto é acompanhado por uma contração. Como a reação de polimerização continua mesmo após a presa clínica, a contração de polimerização também continua.

Mohite et al. (1994) relataram os problemas mais sérios associados com as próteses faciais, sendo eles: a descoloração; a degradação das propriedades físicas dos materiais; dificuldade de reparo e o pequeno tempo de vida, freqüentemente menor que 1 ano dependendo dos hábitos pessoais do paciente, clima e meio ambiente. Muitas próteses necessitam serem refeitas devido à ruptura de suas margens ou pela própria degradação do material. Esta rápida deterioração é devida à exposição à luz ultra-violeta, à poluição do ar e aos agentes de limpeza.

Denardi (1994) afirmou que a clorexidina é uma substância química introduzida, há muitos anos, como desinfetante de largo espectro contra bactérias Gram+ e Gram-. Seu uso em Odontologia iniciou-se como desinfetante de campo cirúrgico e de canais radiculares. Essa substância possui um efeito antiplaca maior do que outros agentes anti-microbianos, devido à sua acentuada capacidade de adsorção aos dentes e às superfícies mucosas com posterior liberação na cavidade oral em níveis terapêuticos. A droga apresenta uma baixa toxidade e não têm sido relatadas alterações teratológicas e nem a presença de produtos catabólitos cancerígenos ou de retenção permanente da droga no

organismo.

Segundo Azambuja et al. (1994), atualmente, as possibilidades de reconstrução protética encontram-se aumentadas pelo freqüente surgimento de materiais capazes de substituir componentes faciais e/ou bucais ausentes. Nestes materiais, estão incluídas as resinas acrílicas, poliuretanos, polietilenos e silicones e a escolha destes baseia-se, principalmente, na habilidade técnica do profissional, na condição econômica do paciente e nas necessidades clínicas de cada caso.

Lemon et al. (1995) afirmaram em seus estudos, que a limitação do emprego do silicone, como material para a confecção das próteses faciais, é a sua rápida degradação e instabilidade de cor, causadas pela exposição aos raios ultravioletas, à poluição do ar e às mudanças de temperatura e umidade.

Saboya et al. (1997) pesquisaram três marcas comerciais de silicones acéticos de fabricação nacional (Silastic 732 R.T.V.; Rhodiastic 151 e o TH 213) e os submeteram a testes de dureza SHORE A e de resistência ao rasgamento, com o objetivo de verificar qual proporção desses materiais misturados ao silicone Silastic MDX4-4210 mais se aproximaria dos valores considerados ideais para as propriedades físicas dos silicones. Concluíram que, à medida que a quantidade de Silastic MDX4-4210 era aumentada, as características físicas dos silicones acéticos estudados pioravam. Estes, porém, possuem certas vantagens sobre os materiais "in natura", em função da maior sensação de textura de pele natural (valores menores de dureza SHORE A) e da maior liberdade de

escolha do profissional quanto às qualidades desejadas para a confecção de próteses faciais. As misturas individuais de cada um dos silicones acéticos com o Silastic MDX4-4210 foram feitas nas seguintes proporções em volume: 75% de silicone acético e 25% de MDX4-4210; 50% de silicone acético e 50% de MDX4-4210; 25% de silicone acético e 75% de MDX4-4210. O Silastic 732 e o Rhodiastic nos seus estados originais tiveram uma dureza SHORE A de 32,33 unidades e o TH 213, 32,66 unidades. O MDX4-4210 apresentou uma menor dureza SHORE A (30,0 unidades). Os silicones acéticos de maneira geral, tiveram a sua dureza diminuída à medida em que eram diluídos no Silastic MDX4-4210 (75% de silicone acético - 23 unidades; 50% de silicone acético - 10 unidades e 25% de silicone acético - 4 a 5 unidades). Segundo o autor, os melhores valores foram aqueles obtidos com a adição de 25% do Silastic MDX4-4210, ou seja, valores em torno de 23 unidades SHORE A.

Ishigami et al. (1997) confeccionaram uma prótese facial em porcelana unida ao metal como uma tentativa de aumentar o tempo de vida útil da prótese. As características da prótese confeccionada em porcelana foram comparadas com aquela confeccionada em silicone. Os autores citaram que um dos problemas do silicone é a sua rápida deterioração, principalmente a mudança de cor, atribuída aos efeitos dos raios ultravioletas e à deposição de resíduos microscópicos nas porosidades do material. Outro problema é a deterioração das margens da prótese devido ao uso de adesivos e ao manuseamento diário pelo paciente. A porcelana é um material que mantém indefinidamente a

estabilidade de cor, além de possuir melhor resistência marginal. Entretanto, a adaptação marginal e a textura de superfície das próteses confeccionadas com silicone as tornam mais aceitáveis esteticamente.

Neves e Villela (1998) desenvolveram uma escala de tonalidades de pele humana em silicona acética (Silastic 732 R.T.V.). Foram confeccionados vinte e sete corpos-de-prova, pigmentados com óxidos de ferro e dióxido de titânio. A quantidade de silicone acético manteve-se constante (dois gramas) em todos os corpos-de-prova, e os pigmentos foram misturados a ela em várias proporções até a obtenção de vinte e sete diferentes tonalidades (as quantidades dos concentrados de pigmentos foram medidas na taça final do esculpidor de cera Roach, sendo que uma taça carregava em média 0,03 g). A quantidade e as proporções utilizadas dos concentrados de pigmentos foram registradas, a fim de que qualquer corpo-de-prova da escala pudesse ser reproduzido. Através da comparação da cor dos corpos-de-prova com a cor da pele de quarenta e um indivíduos, foram selecionados os cinco corpos-de-prova com as tonalidades que mais se igualavam à cor da pele dos pacientes.

Polyzois (1999a) relatou que os silicones são os materiais mais populares para a confecção de próteses faciais, existindo duas variedades: os silicones polimerizados à temperatura ambiente (R.T.V.) e os polimerizados pelo calor (H.T.V.). Segundo o autor, a preferência pelo silicone, especialmente o tipo R.T.V. tem sido esmagadora. Esta preferência pelos silicones polimerizados à temperatura ambiente se deve ao fato, de serem de fácil manuseio e processamento, o que consome

menos tempo do profissional.

Polyzois (1999b) relatou que a flexibilidade e a maciez (baixa dureza SHORE A) do material reflete o aspecto de vida da prótese facial e normalmente os materiais mais macios (silicones) se aproximam mais da pele humana. Os materiais usados para a confecção de próteses faciais deveriam mostrar altos valores de resistência e rugosidade com baixos valores de módulo de elasticidade e dureza.

Haug et al. (1999a) avaliaram o efeito de 6 agentes colorantes (pigmentos terrestres secos; fibras de rayon; tintas à óleo; kaolin, líquidos cosméticos e grupo incolor) sobre as propriedades físicas de 3 silicones (Silastic medical adhesive type A; Silastic MDX4-4210 e o silicone A-2186). Os autores concluíram que a adição de colorantes modificaram as propriedades dos materiais. Neste estudo, os colorantes líquidos diminuíram a dureza dos materiais, enquanto os colorantes secos a aumentaram.

Haug et al. (1999b) na segunda parte de seu estudo sobre a estabilidade de cor e os efeitos dos agentes colorantes, avaliaram as alterações nas propriedades físicas dos silicones faciais em função da exposição ao meio ambiente. Os autores concluíram que as propriedades físicas dos materiais podem se alterar em função da exposição ao meio ambiente e com o passar do tempo. Afirmaram também, quando possível, evitar colorantes que contenham componentes que possam se soltar ou evaporar, exacerbando as alterações nos materiais.

Polyzois et al. (2000) avaliaram as propriedades físicas

(resistência à tensão; módulo de elasticidade; alongamento; resistência à ruptura; dureza; peso e alteração de cor) de um silicone facial após a imersão por 6 meses em soluções sintéticas de sebo e suor. Este estudo correspondeu a um período de 1 a 1 ano e meio de uso clínico, mostrando um efeito mínimo sobre as propriedades mecânicas do material, mas teve um efeito visualmente perceptível sobre a cor. Um modesto efeito poderia ser esperado na prática, onde as concentrações de secreções são consideravelmente menores.

Runte et al. (2002) propuseram um estudo para estabelecer um sistema que permitisse a reprodução da superfície facial através da aquisição de dados ópticos pelo computador (prototipagem). Os autores consideram que a técnica de moldagem convencional para a confecção das próteses faciais tem a desvantagem de deformar os tecidos moles devido à tensão causada pelo material de impressão, o que também causa desconforto ao paciente. As próteses faciais confeccionadas com esta nova técnica mostraram ter uma boa adaptação marginal e uma forma satisfatória.

Aziz et al. (2003) afirmaram que os silicones (polidimetilsiloxanos) são os materiais de escolha para a confecção de próteses faciais. Entretanto, as formulações destes materiais têm propriedades mecânicas inadequadas, em particular, a resistência à ruptura e a instabilidade de cor. É importante que o material apresente boa resistência à ruptura, tornando possível a confecção de próteses com margens finas para mascarar os tecidos circunvizinhos. É também

importante, segundo os autores, que o material não seja excessivamente duro, tendo um aspecto o mais parecido com o da pele humana. O material deverá ter propriedades adequadas para ser removido, lavado e manuseado sem qualquer alteração na sua forma.

Guiotti e Goiato (2003) realizaram um estudo para avaliar a influência do tempo de exposição ao meio ambiente e de pigmentos sobre a estabilidade dimensional e a manutenção de detalhes de dois silicones para uso facial (Brascoved e Silastic 732 R.T.V.). Os corpos-de-prova foram confeccionados com uma matriz, de acordo com a especificação nº 19 da A. D. A. e a revisão ISO 4823:1984 para materiais de moldagem elastoméricos não-aquosos, sendo divididos em 3 grupos para cada silicone utilizado: controle (incolor), pigmentado com maquiagem e com óxido de ferro. Os corpos-de-prova foram analisados em microscópio comparador, para a verificação da alteração dimensional e em lupa estereoscópica, para a análise da reprodução de detalhes. Essas leituras foram realizadas imediatamente, 30 e 60 dias após a polimerização dos corpos-de-prova. Os dados foram submetidos à análise estatística, pelo teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade. Ambos os silicones apresentaram contração; o fator tempo influenciou estatisticamente a estabilidade dimensional do Silastic, após 60 dias, em todos os grupos; e para o Brascoved, o fator tempo influenciou estatisticamente em todos os períodos e em todos os grupos. O uso de pigmentos contribuiu para a melhor estabilidade dimensional do Silastic, quando comparado com o grupo incolor. Entretanto, para o Brascoved, o grupo pigmentado com

óxido de ferro foi o que mais contraiu estatisticamente. Os detalhes foram mantidos para ambos os silicones. Concluiu-se que o silicone Silastic 732 R.T.V. é um bom material para prótese facial, não sendo afetado significativamente pelo tempo de exposição ao meio ambiente, e a pigmentação melhorou o seu comportamento.

Guiotti e Goiato (2004) avaliando ainda a estabilidade dimensional e a manutenção de detalhes de um silicone para uso facial (Silastic 732 R.T.V.) verificaram a influência da desinfecção química sobre estas propriedades. Os corpos-de-prova foram confeccionados, sendo divididos em 3 grupos: controle (incolor), pigmentado com maquiagem e com óxido de ferro, analisados sem a ação da desinfecção e sob a ação da desinfecção química. Os corpos-de-prova foram observados em microscópio comparador, para a verificação da alteração dimensional e em lupa estereoscópica, para a análise da reprodução de detalhes. Essas leituras foram realizadas imediatamente, 30 e 60 dias após a polimerização dos corpos-de-prova, com e sem desinfecção química. Os dados foram submetidos à análise estatística, pelo teste de Tukey, em nível de 5% de probabilidade. A desinfecção química somente alterou dimensionalmente o grupo Silastic com maquiagem, porém esta contração foi inferior à recomendada pela A.D.A. Pôde-se concluir que a clorexidina não promoveu alterações significativas ao material. A fidelidade e manutenção da reprodução de detalhes obtidas para todos os corpos-de-prova, não foram influenciadas pela ação da desinfecção química.

Tran et al. (2004) afirmaram que as próteses externas

confeccionadas com silicones exibem uma indesejável alteração de cor com o passar do tempo. Estes autores avaliaram a estabilidade de cor de um silicone R.T.V. quando um absorvente de luz ultra-violeta e um estabilizador (amine light) foram misturados ao silicone e também aos pigmentos orgânicos e inorgânicos. Os autores concluíram que a adição destas substâncias mostrou ser efetiva em retardar a mudança de cor do silicone analisado.

Goiato et al. (2004) analisaram o efeito da pigmentação e da desinfecção química sobre a recuperação elástica e a resistência ao rasgamento de um silicone (Silved Selante – Sil Trade) para uso em prótese facial. Os corpos-de-prova para os testes de rasgamento (75mm x 25mm x 0,5 mm) e recuperação elástica (20mm x 12,5mm) foram confeccionados de acordo com as instruções do fabricante. Para cada propriedade (n=30), 10 corpos-de-prova foram pigmentadas com pó de maquiagem, 10 com óxido de ferro e 10, sem pigmentação. Cinco corpos-de-prova de cada grupo foram submetidos à desinfecção química utilizando clorexidina a 2% por aspersão, por 1 minuto. Todos os corpos-de-prova foram imersos em soro fisiológico e armazenados em estufa a 35±1°C. Depois de 60 dias, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de rasgamento utilizando-se uma máquina de ensaio universal (EMIC), e a recuperação elástica foi avaliada por um relógio indicador. Os resultados mostraram que os corpos-de-prova pigmentados com pó de maquiagem, com e sem desinfecção, apresentaram médias mais altas de resistência ao rasgamento. A desinfecção química promoveu uma

significância ($p<0,5$), diminuindo os valores da recuperação elástica independente da pigmentação. O silicone Silved pigmentado com pó de maquiagem apresenta propriedades físicas satisfatórias para uso em prótese maxilofacial.

Goiato et al. (2005) também avaliaram a influência do tempo de armazenagem em temperatura ambiente, tipos de pigmentação (cerâmica e óxido de ferro, ambos a 1%) e da desinfecção química com solução de clorexidina a 2 % (aspersão, 1 minuto), imediatamente e 30 dias após a vulcanização do Silastic 732 R.T.V. incolor sobre a estabilidade dimensional e manutenção de detalhes. Os autores concluíram que todos os grupos apresentaram contração em relação à medida inicial da matriz. Quanto à desinfecção química, apenas o grupo pigmentado com óxido de ferro a 1% teve uma contração estatisticamente significativa após a desinfecção química e após 30 dias, em relação ao grupo incolor. O tempo não exerceu influência significativa sobre a estabilidade dimensional.

Mancuso (2005) avaliou a estabilidade de cor após o envelhecimento acelerado de dois silicones (Silastic 732 R.T.V. e o MDX4-4210) pigmentados ou não para uso em próteses faciais. Os pigmentos utilizados foram maquiagem, óxido de ferro e cerâmica. Os autores concluíram que nenhum grupo teve alteração visualmente perceptível após as 1000 horas de envelhecimento acelerado, independentemente do tempo de exposição ao envelhecimento acelerado ou da adição ou não de pigmentos.

Bellamy e Waters (2005) afirmaram que os materiais comumente utilizados para a confecção de próteses faciais estão longe do ideal e requerem melhoras consideráveis em relação à habilidade de imitar as propriedades da pele humana.

Kiat-Amnuay et al. (2006) afirmaram que a instabilidade de cor e a degradação dos elastômeros para próteses faciais limitam a função e a qualidade estética destas próteses. No seu estudo, a mistura de pigmentos oleosos com opacificantes ajudou a proteger o silicone MDX4-4210 da degradação da cor durante o tempo. O pigmento seco de titânio (branco) promoveu a maior estabilidade de cor no decorrer do tempo.

Proposição

3 PROPOSIÇÃO

A execução desta pesquisa justifica-se pela necessidade de estudos mais aprofundados na área de Prótese Buco-Maxilo-Facial, ainda pouco explorada e difundida pelos pesquisadores, visto que um crescente número de pacientes portadores de defeitos congênitos, traumáticos ou de doenças neoplásicas de cabeça e pescoço, tornam-se vítimas de ressecções cirúrgicas mutilantes.

O material para a confecção das próteses faciais deve ter boas propriedades físicas e mecânicas, ter uma vida útil satisfatória, mantendo sua flexibilidade (dureza SHORE A) e integridade das margens com o passar do tempo.

Visto na literatura que as próteses confeccionadas com esses materiais podem tornar-se desagradáveis após poucos meses de uso e pelo fato de existirem poucos estudos analisando a deterioração marginal, o objetivo deste presente estudo foi o de analisar: a influência do tempo de armazenagem, nos períodos imediato, 6 meses e 1 ano, do uso ou não da desinfecção química com solução à base de clorexidina a 2% e da pigmentação sobre a deterioração marginal e a dureza SHORE A de dois silicones faciais.

Material e Método

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

Como os silicones desenvolvidos para uso em prótese facial são todos de fabricação estrangeira, dificultando a sua aquisição e elevando seu custo, optou-se por utilizar um silicone nacional de uso industrial – o Silastic 732 R.T.V. (Dow Corning do Brasil) (Figura 1 - A), que em estudo prévio apresentou-se como um bom material para prótese facial em várias propriedades analisadas (GUIOTTI; GOIATO, 2003, 2004; MANCUSO, 2005). Portanto, neste estudo, serão comparadas a deterioração marginal e a dureza SHORE A em relação ao silicone importado de uso próprio para prótese facial – o Silastic MDX4–4210 (Figura 1 - B).

Quadro 1 – Silicones para uso em prótese facial

MATERIAL	TIPO DE ATIVAÇÃO	FABRICANTE	LOTE
SILASTIC 732 R.T.V.	*CONDENSAÇÃO*	*DOW CORNING do Brasil Ltda.*	*0002035956*
SILASTIC 001798623 MDX4 – 4210	*CONDENSAÇÃO*	*DOW CORNING CORPORATION, Medical Products, Midland, Mich.*	

FIGURA 1 – (A) Silicone industrial Silastic 732 R.T.V. e (B) Silicone MDX4-4210.

Obtenção dos corpos-de-prova

Para a obtenção dos corpos-de-prova, discos metálicos (Figura 2) medindo 30,0 mm de diâmetro e aproximadamente 1,0 mm de espessura nas bordas e 8,0 mm no centro foram incluídos, cinco a cada vez, em gesso pedra Tipo IV (Orto-Rio), na base de uma mufla de número 6.

Após a presa do gesso, sua superfície foi isolada com uma fina camada de vaselina sólida e o mesmo gesso foi vertido na contra-mufla, cobrindo os discos metálicos vaselinados e, preenchendo-a completamente, sob vibração constante. A mufla foi mantida sob pressão (500 Kgf) em prensa hidráulica até a presa completa do gesso. Após essa etapa, a mufla foi aberta e os discos removidos, obtendo-se assim, um molde para a prensagem dos corpos-de-prova no interior da mufla.

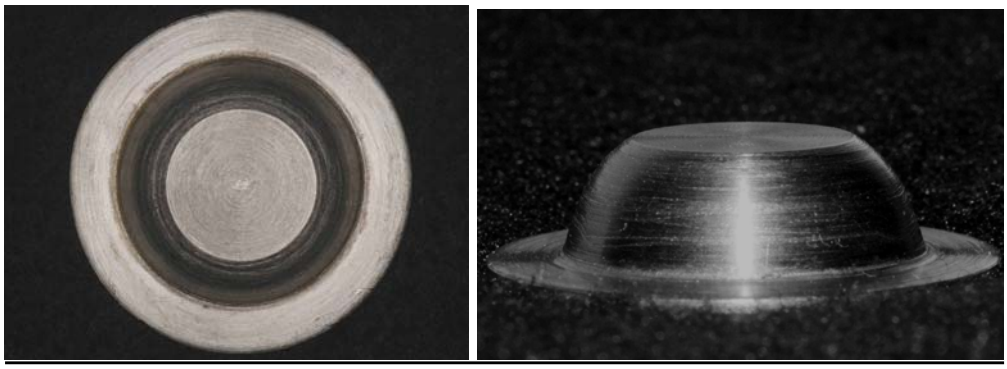

FIGURA 2 – Disco metálico para obtenção dos corpos-de-prova.

Preparo dos silicones

Os silicones foram manuseados de acordo com as instruções dos fabricantes, em temperatura ambiente de 23 ± 2°C, com e sem pigmentos. Para a caracterização das próteses faciais é indicada a incorporação de pigmentos nos silicones para melhorar a estética e a aparência natural dessas próteses, favorecendo assim, a aceitação desse tipo de reabilitação pelos pacientes. Os pigmentos utilizados para a pigmentação intrínseca dos silicones foram: pó de maquiagem e óxido de ferro (Quadro 2 e Figura 3 - A e B).

Quadro 2 – Pigmentos utilizados nos silicones

PIGMENTO	COMPOSIÇÃO	FABRICANTE	LOTE
PÓ DE MAQUIAGEM	*TALCO DESCONTAMINADO, CAULIM, ESTEARATO DE ZINCO, DIÓXIDO DE TITÂNIO, ÓLEO MINERAL, ÓLEO DE SILICONE, LANOLINA, GLICERINA, ESSÊNCIA E PIGMENTOS*	*PERFUMES DANA do Brasil S.A*	*522*
ÓXIDO DE FERRO	*ÓXIDO DE FERRO SINTÉTICO 7891106002226*	*BAYER, S.A. do Brasil*	

FIGURA 3 – (A) Pó de maquiagem (PERFUMES DANA do Brasil S.A.) e (B) Óxido de ferro (BAYER S. A. do Brasil).

Estes pigmentos foram pesados em balança digital de precisão (Ohaus-Marte), como visto na Figura 4, sendo equivalentes a 0,2% (YU et al.,1980b) do peso de silicone necessário para preencher o espaço do molde na mufla.

FIGURA 4 - Balança de precisão (Ohaus-Marte).

Prensagem dos silicones na mufla

Previamente à prensagem dos silicones na mufla, as superfícies do gesso de inclusão da base da mufla e contra-mufla receberam uma fina camada de agente isolante (Cel-Lac). Após o manuseio, os silicones foram inseridos nos espaços deixados pelos discos de metal na mufla, a qual foi mantida confinada sob pressão (1,2 kgf). O silicone Silastic 732 R.T.V. ficou confinado no interior da mufla durante 24 horas, pois a liberação de ácido acético deste silicone é estabilizada 24 horas após o início do processo de polimerização (Saboya, 1990). Com relação ao Silastic MDX4-4210, este ficou confinado no interior da mufla durante 3 dias, pois, conforme as recomendações dos fabricantes, em 24 horas ele está com a cura parcial, o que permite seu manuseio, mas é em aproximadamente 3 dias em 24ºC que ele obtém a polimerização final. Neste silicone há a liberação de formaldeído, como subproduto da reação de polimerização. Os excessos e as irregularidades dos corpos-de-prova foram removidos com uma pequena tesoura curva e de ponta fina. Portanto, foram confeccionados 30 corpos-de-prova para cada silicone, sendo subdivididos em 6 grupos: sem pigmentação, pigmentados com maquiagem (pó de arroz) e pigmentados com óxidos de ferro, avaliados sem e sob a ação do desinfetante (Quadro 3 - Figura 5).

Quadro 3 - Grupos de corpos-de-prova para os dois silicones para uso facial

GRUPOS	SUBGRUPOS	DESINFECÇÃO QUÍMICA
SILASTIC 732 R.T.V.	1.INCOLOR	1.1.sem a ação do desinfetante
		1.2.sob a ação do desinfetante
	2.MAQUIAGEM	2.1.sem a ação do desinfetante
		2.2.sob a ação do desinfetante
	3.ÓXIDO DE FERRO	3.1.sem a ação do desinfetante
		3.2.sob a ação do desinfetante
SILASTIC MDX4-4210	4.INCOLOR	4.1.sem a ação do desinfetante
		4.2.sob a ação do desinfetante
	5.MAQUIAGEM	5.1.sem a ação do desinfetante
		5.2.sob a ação do desinfetante
	6.ÓXIDO DE FERRO	6.1.sem a ação do desinfetante
		6.2.sob a ação do desinfetante

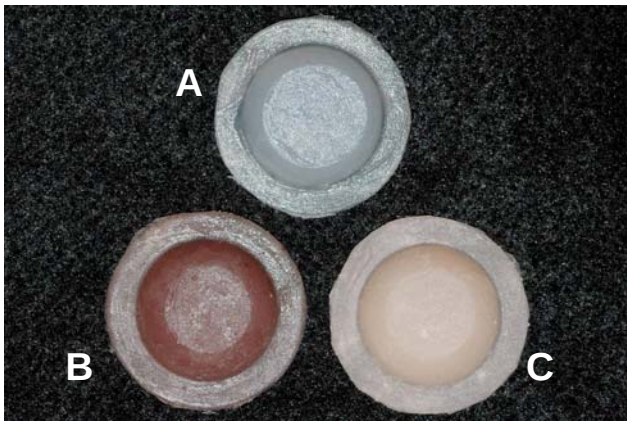

FIGURA 5 – Corpos-de-prova: incolor (A), pigmentado com óxido de ferro (B) e pigmentado com maquiagem (C).

4.2 Método

PROCEDIMENTO DO TESTE PARA AVALIAR A DETERIORAÇÃO MARGINAL EM FUNÇÃO DO TEMPO DE ARMAZENAGEM, DA DESINFECÇÃO QUÍMICA E DA PIGMENTAÇÃO.

A deterioração marginal foi avaliada por meio de leituras no microscópio eletrônico de varredura (M.E.V.). O M.E.V. (Scanning Electron Microscope, SEM) é um equipamento versátil que permite a obtenção de informações estruturais e químicas de amostras diversas. Um feixe fino de elétrons de alta energia incide na superfície do corpo-de-prova onde ocorre uma interação, parte do feixe é refletida e coletada por um detector que converte este sinal em imagem. Para a realização da leitura, os corpos-de-prova foram submetidos ao recobrimento com ouro (espessura de aproximadamente 8 nanômetros). Foram utilizados filmes fotográficos, branco e preto, para a obtenção das fotomicroscopias (Marca NEOPAN 120-ACROSS).

Nos grupos sem desinfecção, as leituras da deterioração marginal dos corpos-de-prova foram realizadas no período inicial e 6 meses, com auxílio do M.E.V. (JEOL JSM – T330 A) (Figura 6). A última leitura foi realizada após um ano de armazenagem. Os corpos-de-prova permaneceram armazenados em recipiente contendo soro fisiológico dentro de uma estufa a 35±2°C, durante o período experimental, para simular o uso clínico das próteses em contato com os tecidos faciais. A estufa foi equipada com uma luz ultra-violeta de 300 W e 230 V (Ultra-

Vitalux), que foi acendida diariamente por 6 horas, para simular os efeitos da luz solar (Yu et al., 1980a).

FIGURA 6 - Microscópio eletrônico de varredura (JEOL JSM – T330 A).

E para os grupos que receberam a desinfecção, o desinfetante eleito para o teste foi a clorexidina a 2% (FGM), que foi aspergida sobre os corpos-de-prova por meio de um borrifador (Figura 7), imediatamente após a separação destes da mufla e permaneceu agindo por 1 minuto.

FIGURA 7 - Borrifador com digluconato de clorexidina a 2%.

Após o período de desinfecção química, os corpos-de-prova foram lavados com água corrente. Este procedimento foi repetido diariamente e as leituras foram efetuadas também na mesma seqüência: período inicial e 6 meses após a desinfecção diária. A última leitura para avaliar a deterioração marginal dos corpos-de-prova deste grupo com desinfecção química, também foi realizada após um ano de armazenagem nas condições já citadas (Figura 8).

FIGURA 8 – A análise da deterioração marginal foi feita nas bordas (margens) dos corpos-de-prova.

PROCEDIMENTO DO TESTE PARA AVALIAR A DUREZA SHORE A

Todos os corpos-de-prova usados no teste para se avaliar a deterioração marginal foram utilizados para o teste de dureza SHORE A. Para se fazer os ensaios da dureza SHORE A, foi utilizado um durômetro digital, da marca Teclock (Woltest), modelo GSD 709 e seu respectivo suporte, desenvolvido para facilitar a medição em série em laboratório, eliminando erros de carga e a aplicação não vertical do durômetro, garantindo uma perfeita uniformidade nos ensaios (Figura 9 - A e B).

FIGURA 9 – (A) Durômetro digital SHORE A e (B) suporte.

Os durômetros Teclock Modelos SHORE A executam ensaios de dureza sobre borracha, de acordo com as especificações D 2240 da Sociedade Americana para Testes e Materiais (ASTM). Este método é baseado na penetração de uma agulha sobre a superfície do material sob carga constante de 10 N (para a Dureza SHORE A, o peso de 1 Kg já é fixo no suporte). Os valores de dureza são expressos em unidade SHORE A, sendo que a faixa de ensaio está compreendida entre 0 a 100 SHORE, com tolerância de ± 1%. A dureza é inversamente proporcional à penetração da agulha, ou seja, quanto maior a penetração, menor o valor indicado na escala.

Para efetuar a medição, cada corpo-de-prova foi posicionado na mesa do suporte do durômetro, mantendo uma distância de ± 2 mm da ponta penetradora do durômetro (Figura 10). A alavanca do suporte foi acionada, elevando a mesa contendo o corpo-de-prova contra a ponta

penetradora, exercendo uma pressão por 15 segundos, de acordo com a ASTM (Figura 11).

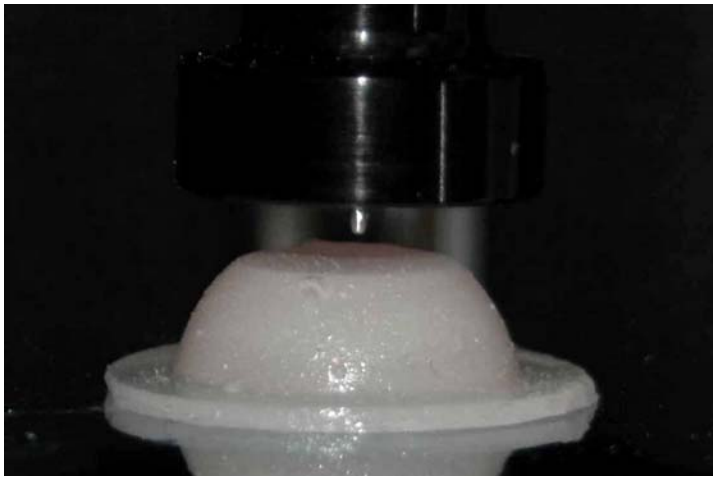

FIGURA 10 - Corpo-de-prova posicionado na mesa do suporte do durômetro, mantendo uma distância de ± 2 mm da ponta penetradora do durômetro.

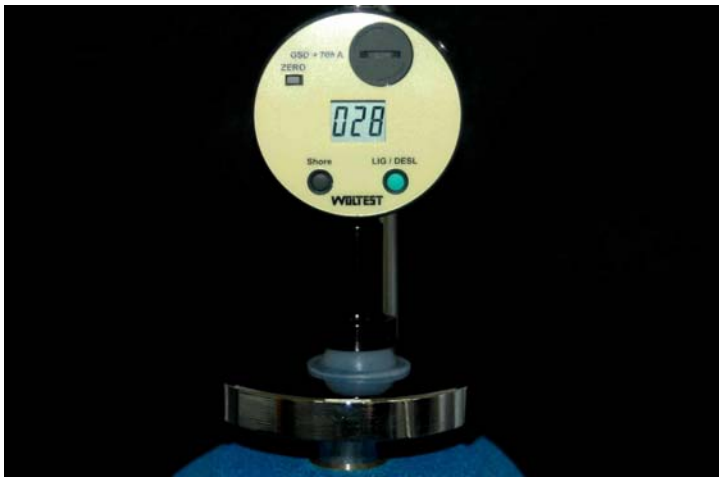

FIGURA 11 - Corpo-de-prova contra a ponta penetradora, exercendo uma pressão por 15 segundos, possibilitando a leitura da dureza SHORE A.

Para se obter leituras precisas, foram efetuadas 3 medições em cada corpo-de-prova, sendo o mesmo deslocado o suficiente para que não ocorresse diversas perfurações no mesmo ponto. Em seguida, a média aritmética dos valores da dureza SHORE A, nos 3 pontos selecionados, foi calculada. Para que não ocorressem perfurações no mesmo ponto nas diversas leituras, os corpos-de-prova foram demarcados com caneta colorida em três regiões distintas, para cada período de tempo analisado (imediato, 6 meses e 1 ano), como ilustrado na Figura 12.

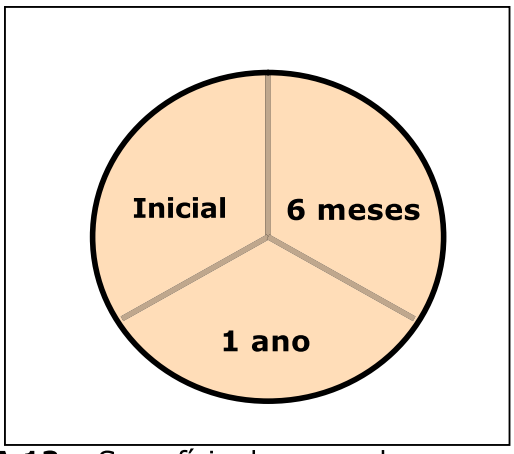

FIGURA 12 – Superfície do corpo-de-prova e os locais de mensuração nos períodos inicial, 6 meses e 1 ano.

A análise foi feita nos corpos-de-prova em função do tempo de armazenagem, da desinfecção química e da pigmentação. As medições de dureza foram efetuadas também na mesma seqüência: período inicial e 6 meses. E ao final de um ano de armazenagem foi realizada a última leitura.

4.3 FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADOS

A deterioração marginal dos materiais foi analisada em microscópio eletrônico de varredura (M.E.V.) após metalização dos corpos-de-prova. A análise das fotomicroscopias foi realizada comparando-se os diversos grupos por método visual.

Os resultados da dureza dos materiais foram dados em unidades SHORE A e foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e as médias foram comparadas pelo teste de Tukey em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$).

Resultado

5 RESULTADO

5.1 RESULTADOS DA DUREZA SHORE A

5.1.1 Resultados obtidos para o silicone Silastic 732 R.T.V.

Após a análise dos resultados do silicone Silastic 732 R.T.V., pôde-se observar que todos os grupos apresentaram um aumento estatisticamente significativo na dureza SHORE A, do período inicial para o período de 6 meses, independentemente da desinfecção química. No período de 1 ano de armazenagem, a dureza SHORE A se manteve estável para todos os grupos, independentemente da desinfecção química (Tabelas 1 e 2 e Gráficos 1 e 2). A desinfecção química não teve influência estatisticamente significativa sobre a dureza SHORE A do grupo incolor (Tabela 3 e Gráfico 3). Para os grupos pigmentados, a desinfecção química apenas teve influência estatisticamente significativa no período de 6 meses (Tabelas 4 e 5 e Gráficos 4 e 5). Quando os diferentes grupos foram comparados entre si nos diferentes tempos de armazenagem, notou-se que houve uma diferença estatisticamente significativa entre o grupo com maquiagem e o grupo com óxido de ferro apenas no período inicial, sem desinfecção química (Tabela 6 e Gráfico 6). Em todos os outros períodos de tempo, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos, independentemente da desinfecção química (Tabelas 7 e 8 e Gráficos 7 e 8).

Nas Tabelas 1 e 2 e Gráficos 1 e 2 a seguir, estão demonstrados os valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., sem desinfecção química e com desinfecção química, em função dos pigmentos e do tempo de armazenagem.

Tabela 1 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem desinfecção química

SILICONE	PERÍODO INICIAL	6 MESES	1 ANO
Silastic Incolor	16,52 **AB, a** (SD±1,43)	21,5 **A, b** (SD±0,63)	21,58 **A, b** (SD±0,44)
Silastic com Óxido de ferro	16,73 **A, a** (SD±0,72)	21,86 **A, b** (SD±0,18)	21,73 **A, b** (SD±0,43)
Silastic com Maquiagem	15, 26 **B, a** (SD±1,51)	22,13 **A, b** (SD±0,18)	21,52 **A, b** (SD±0,50)

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey. SD±Desvio Padrão.

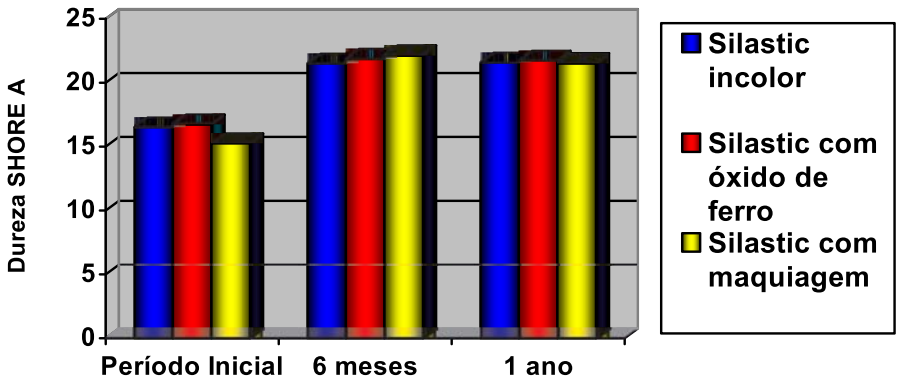

GRÁFICO 1 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem desinfecção química.

Tabela 2 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, com desinfecção química

SILICONE	PERÍODO INICIAL	6 MESES	1 ANO
Silastic Incolor	16,53 **A, a** (SD±0,50)	21,06 **A, b** (SD±0,92)	21,53 **A, b** (SD±0,69)
Silastic com Óxido de ferro	16,46 **A, a** (SD±1,01)	20,46 **A, b** (SD±0,38)	21,06 **A, b** (SD±0,55)
Silastic com Maquiagem	15,46 **A, a** (SD±0,55)	20,53 **A, b** (SD±0,38)	20,53 **A, b** (SD±0,93)

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey. SD±Desvio Padrão.

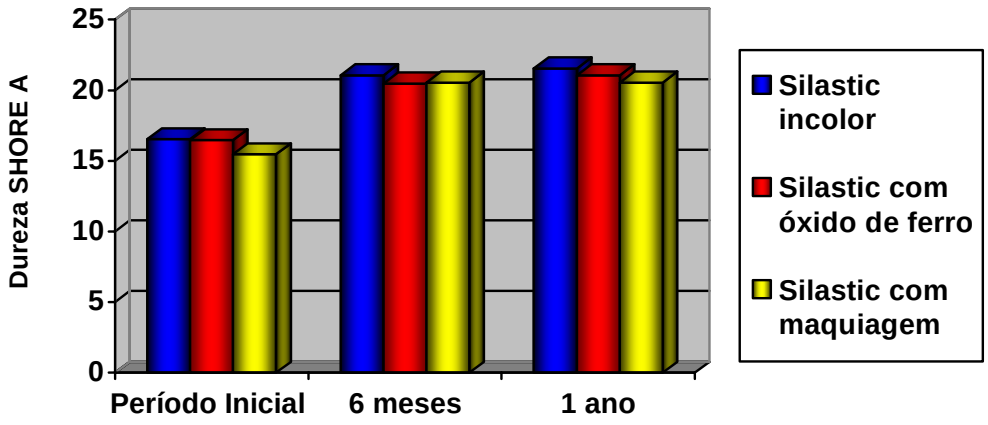

GRÁFICO 2 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, com desinfecção química.

Nas Tabelas 3, 4 e 5 e Gráficos 3, 4 e 5 seguir, estão demonstrados os valores médios da Dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., em função do uso ou não da desinfecção química, em todos os períodos de armazenagem.

Tabela 3 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V. incolor, sem e com desinfecção química, nos diferentes períodos

SILASTIC INCOLOR	PERÍODO INICIAL	6 MESES	1 ANO
SEM DES.	16,52 **A**	21,5 **A**	21,58 **A**
COM DES.	16,53 **A**	21,06 **A**	21,53 **A**

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

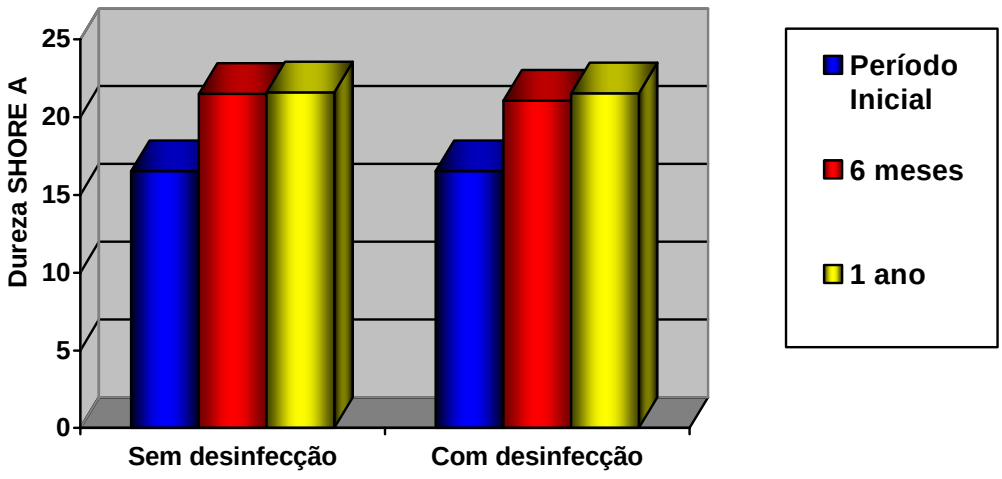

GRÁFICO 3 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V. incolor, nos diferentes períodos, sem e com desinfecção química.

Tabela 4 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V. com óxido de ferro, sem e com desinfecção química, nos diferentes períodos

SILASTIC ÓX. DE FERRO	PERÍODO INICIAL	6 MESES	1 ANO
SEM DES.	16,73 **A**	21,86 **A**	21,73 **A**
COM DES.	16,46 **A**	20,46 **B**	21,06 **A**

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

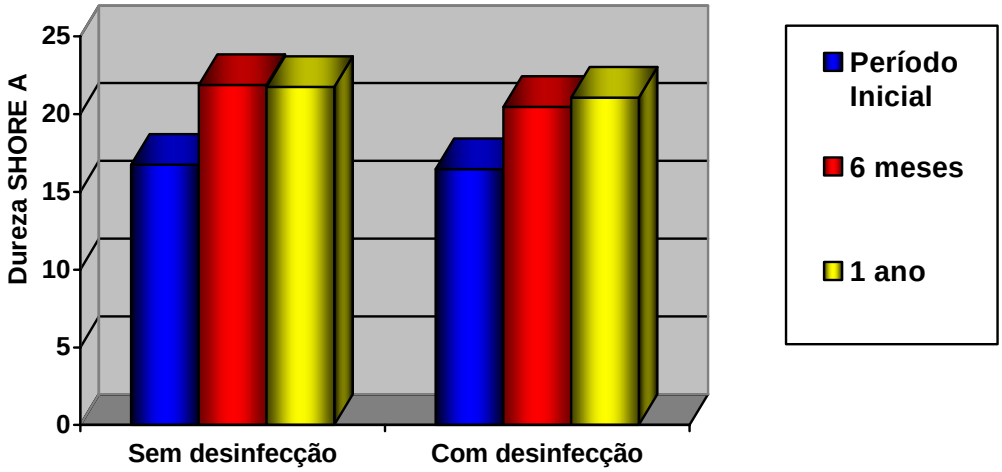

GRÁFICO 4 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V. com óxido de ferro, nos diferentes períodos, sem e com desinfecção química.

Tabela 5 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V. com maquiagem, sem e com desinfecção química, nos diferentes períodos

SILASTIC MAQUIAGEM	PERÍODO INICIAL	6 MESES	1 ANO
SEM DES.	15,26 **A**	22,13 **A**	21,52 **A**
COM DES.	15,46 **A**	20,53 **B**	20,53 **A**

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

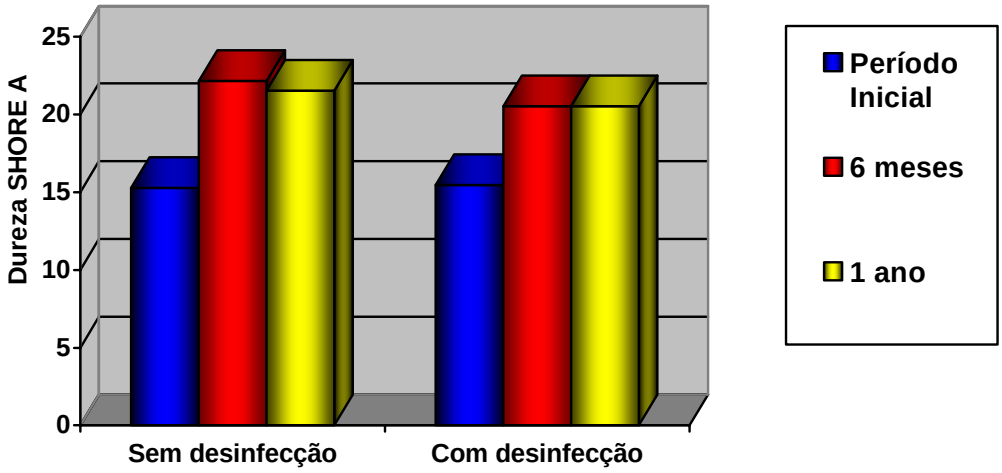

GRÁFICO 5 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V. com maquiagem, nos diferentes períodos, sem e com desinfecção química.

Nas Tabelas 6, 7 e 8 e Gráficos 6, 7 e 8 a seguir, estão demonstrados os valores médios da Dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., em função do uso ou não da desinfecção química, em todos os grupos e períodos de armazenagem.

Tabela 6 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, no período inicial

SILASTIC 732 R.T.V.	**SEM DESINFECÇÃO**	**COM DESINFECÇÃO**
INCOLOR	16,52 **AB, a**	16,53 **A, a**
ÓX. DE FERRO	16,73 **A, a**	16,46 **A, a**
MAQUIAGEM	15,26 **B, a**	15,46 **A, a**

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

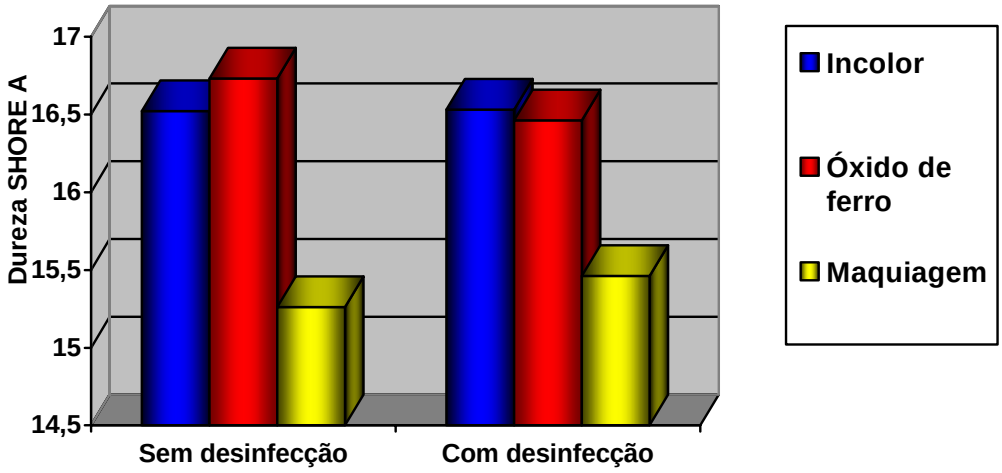

GRÁFICO 6 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, no período inicial.

Tabela 7 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 6 meses

SILASTIC 732 R.T.V.	SEM DESINFECÇÃO		COM DESINFECÇÃO	
INCOLOR	21,5	**A, a**	21,06	**A, a**
ÓX. DE FERRO	21,86	**A, a**	20,46	**A, b**
MAQUIAGEM	22,13	**A, a**	20,53	**A, b**

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

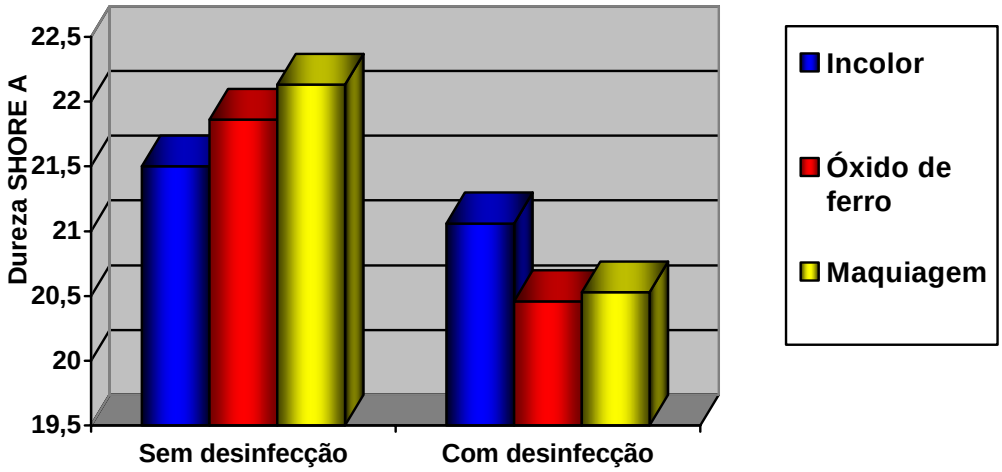

GRÁFICO 7 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 6 meses.

Tabela 8 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 1 ano

SILASTIC 732 R.T.V.	SEM DESINFECÇÃO	COM DESINFECÇÃO
INCOLOR	21,58 **A, a**	21,53 **A, a**
ÓX. DE FERRO	21,73 **A, a**	21,06 **A, a**
MAQUIAGEM	21,52 **A, a**	20,53 **A, a**

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

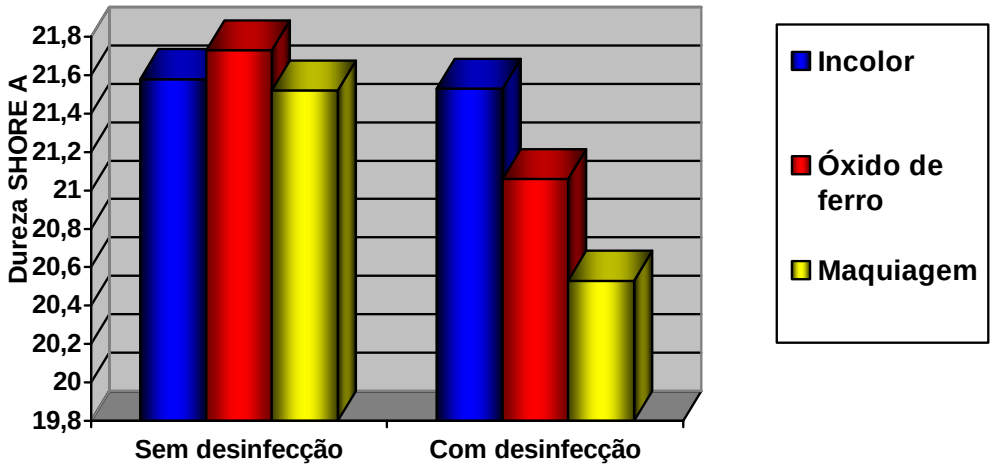

GRÁFICO 8 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone Silastic 732 R.T.V., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 1 ano.

5.1.2 Resultados obtidos para o silicone MDX4-4210

Após a análise dos resultados do silicone MDX4-4210, pôde-se observar que todos os grupos apresentaram um aumento estatisticamente significativo na dureza SHORE A, do período inicial para o período de 6 meses, independentemente da desinfecção química. No período de 1 ano de armazenagem, a dureza SHORE A se manteve estável para todos os grupos, independentemente da desinfecção química (Tabelas 9 e 10 e Gráficos 9 e 10). A desinfecção química teve influência estatisticamente significativa sobre a dureza SHORE A, para os grupos incolor e com maquiagem, independentemente do tempo de armazenagem, com exceção do grupo pigmentado com maquiagem no período de 1 ano (Tabelas 11 e 13 e Gráficos 11 e 13). Para o grupo pigmentado com óxido de ferro, a desinfecção química não promoveu um aumento estatisticamente significativo na sua dureza SHORE A (Tabela 12 e Gráfico 12). Quando os diferentes grupos foram comparados entre si nos diferentes tempos de armazenagem, notou-se que o uso de pigmentos aumentou numericamente a dureza SHORE A, quando não submetidos à desinfecção química (Tabelas 14, 15 e 16 e Gráficos 14, 15 e 16). Entretanto, com a desinfecção química, o grupo incolor sofreu um aumento na sua dureza SHORE A, igualando-se estatisticamente com os valores dos demais grupos pigmentados (Tabelas 14 e 16 e Gráficos 14 e 16), exceto quando comparado ao grupo pigmentado com maquiagem, após 6 meses (Tabela 15 e Gráfico 15). No período inicial, sem

desinfecção química, o grupo pigmentado com óxido de ferro apresentou-se com valores médios de dureza SHORE A maiores estatisticamente que os demais grupos (Tabela 14 e Gráfico 14). Após 6 meses, sem desinfecção química, este grupo igualou-se estatisticamente ao grupo pigmentado com maquiagem, ambos apresentaram valores de dureza SHORE A maiores estatisticamente que o grupo incolor (Tabela 15 e Gráfico 15). No período de 1 ano, entretanto, apenas o grupo pigmentado com óxido de ferro apresentou-se diferente estatisticamente do grupo incolor, sem desinfecção química (Tabela 16 e Gráfico 16).

O grupo pigmentado com óxido de ferro foi o único que não sofreu influência da desinfecção química, mantendo estável a sua dureza SHORE A, nos diferentes períodos de armazenagem (Tabela 12 e Gráfico 12). Nos demais grupos, a desinfecção química teve influência estatisticamente significativa, aumentando a dureza SHORE A do silicone nos diferentes períodos de armazenagem (Tabelas 14, 15 e 16 e Gráficos 14, 15 e 16), exceto para o grupo pigmentado com maquiagem após 1 ano (Tabela 13 e Gráfico 13).

Nas Tabelas 9 e 10 e Gráficos 9 e 10 a seguir, estão demonstrados os valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, sem desinfecção química e com desinfecção química, em função dos pigmentos e do tempo de armazenagem.

Tabela 9 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, sem desinfecção química

SILICONE	PERÍODO INICIAL	6 MESES	1 ANO
MDX4-4210 Incolor	21,13 **A, a** (SD±0,69)	28,2 **B, b** (SD±0,51)	29,8 **A, b** (SD±0,73)
MDX4-4210 Óxido de ferro	23,33 **B, a** (SD±0,94)	30,86 **A, b** (SD±1,64)	31,86 **B, b** (SD±1,85)
MDX4-4210 Maquiagem	21,26 **A, a** (SD±0,55)	30,33 **A, b** (SD±0,33)	31,6 **AB, b** (SD±0,86)

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey. SD±Desvio Padrão.

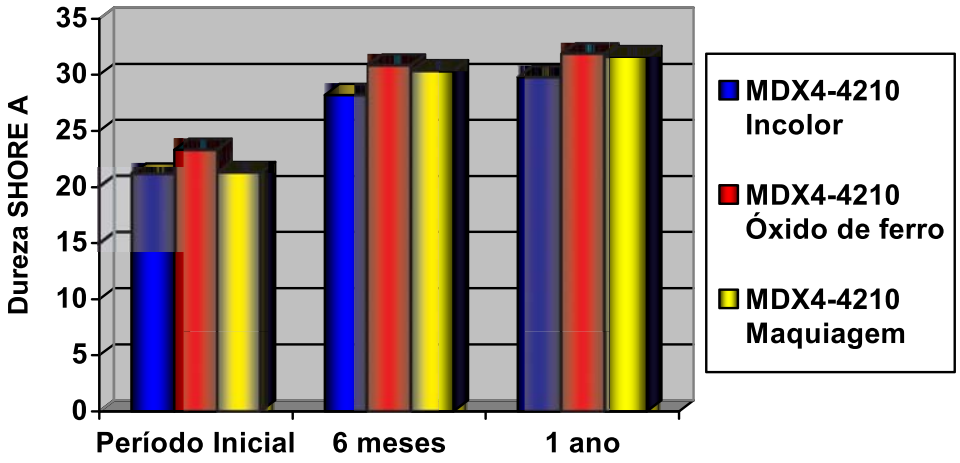

GRÁFICO 9 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, sem desinfecção química.

Tabela 10 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, com desinfecção química

SILICONE	PERÍODO INICIAL	6 MESES	1 ANO
MDX4-4210 Incolor	23,86 **A, a** (SD±1,21)	30,2 **A, b** (SD±1,36)	31,86 **A, b** (SD±1,23)
MDX4-4210 Óxido de ferro	24,06 **A, a** (SD±1,18)	29,66 **A, b** (SD±0,62)	31,26 **A, b** (SD±1,42)
MDX4-4210 Maquiagem	24,26 **A, a** (SD±0,64)	32,26 **B, b** (SD±0,43)	33,0 **A, b** (SD±0,85)

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey. SD±Desvio Padrão.

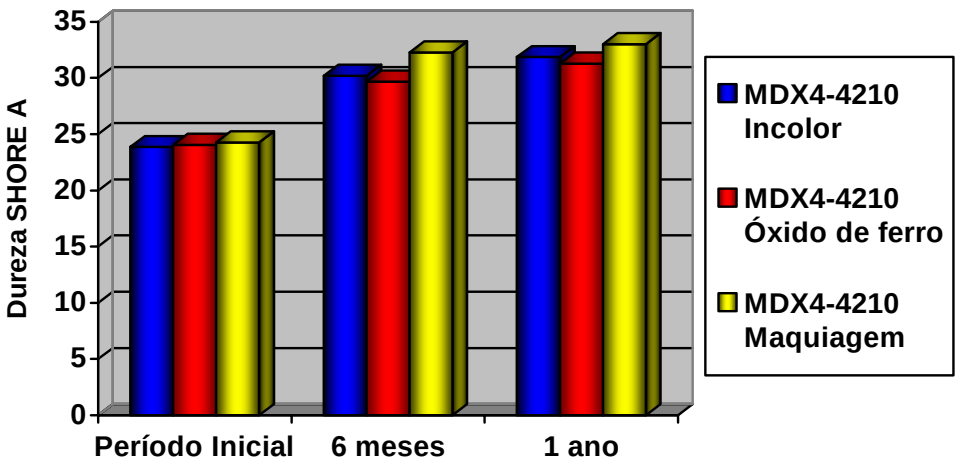

GRÁFICO 10 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, com desinfecção química.

Nas Tabelas 11, 12 e 13 e Gráficos 11, 12 e 13 seguir, estão demonstrados os valores médios da Dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, em função do uso ou não da desinfecção química, em todos os períodos de armazenagem.

Tabela 11 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210 incolor, sem e com desinfecção química, nos diferentes períodos

MDX4-4210 INCOLOR	PERÍODO INICIAL	6 MESES	1 ANO
SEM DES.	21,13 **A**	28,2 **A**	29,8 **A**
COM DES.	23,86 **B**	30,2 **B**	31,86 **B**

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

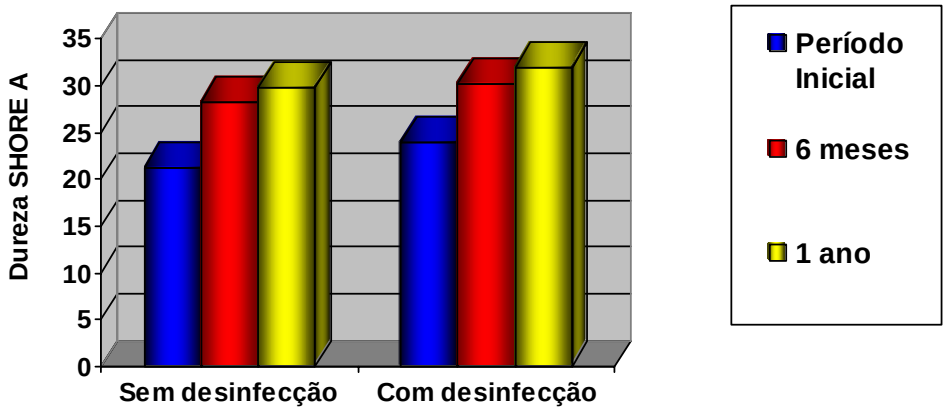

GRÁFICO 11 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210 incolor, nos diferentes períodos, sem e com desinfecção química.

Tabela 12 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210 com óxido de ferro, sem e com desinfecção química, nos diferentes períodos

MDX4-4210 ÓX. DE FERRO	PERÍODO INICIAL	6 MESES	1 ANO
SEM DES.	23,33 **A**	30,86 **A**	31,86 **A**
COM DES.	24,06 **A**	29,66 **A**	31,26 **A**

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

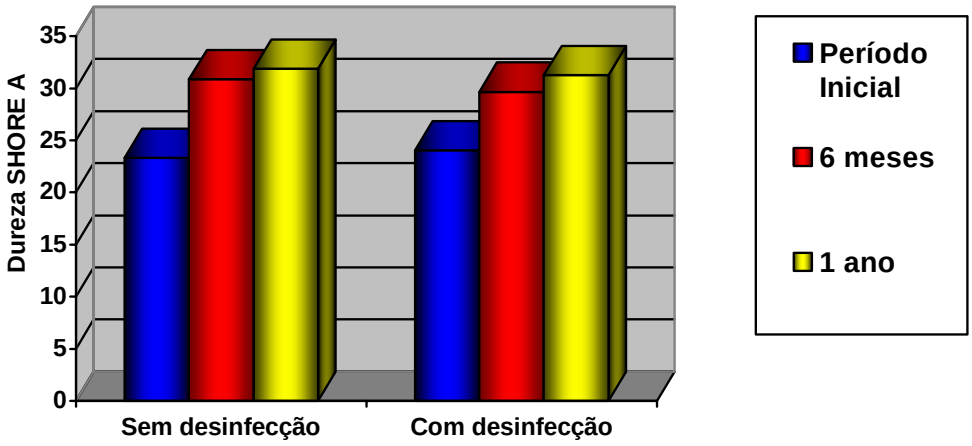

GRÁFICO 12 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210 com óxido de ferro, nos diferentes períodos, sem e com desinfecção química.

Tabela 13 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210 com maquiagem, sem e com desinfecção química, nos diferentes períodos

MDX4-4210 MAQUIAGEM	PERÍODO INICIAL	6 MESES	1 ANO
SEM DES.	21,26 **A**	30,33 **A**	31,6 **A**
COM DES.	24,26 **B**	32,26 **B**	33,0 **A**

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

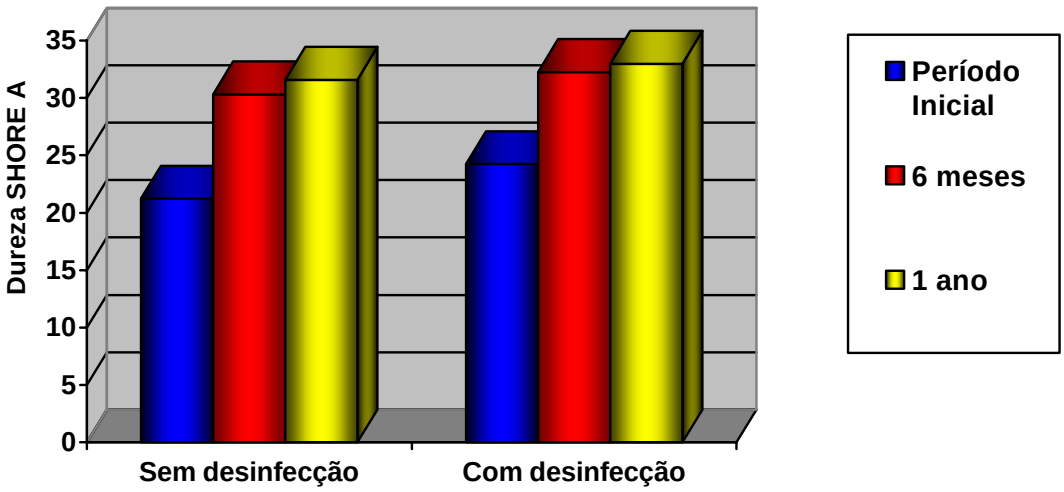

GRÁFICO 13 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210 com maquiagem, nos diferentes períodos, sem e com desinfecção química.

Nas Tabelas 14, 15 e 16 e Gráficos 14, 15 e 16 a seguir, estão demonstrados os valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, em função do uso ou não da desinfecção química, em todos os grupos e períodos de armazenagem.

Tabela 14 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, no período inicial

MDX4-4210	SEM DESINFECÇÃO	COM DESINFECÇÃO
INCOLOR	21,13 **A, a**	23,86 **A, b**
ÓX. DE FERRO	23,33 **B, a**	24,06 **A, a**
MAQUIAGEM	21,26 **A, a**	24,26 **A, b**

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

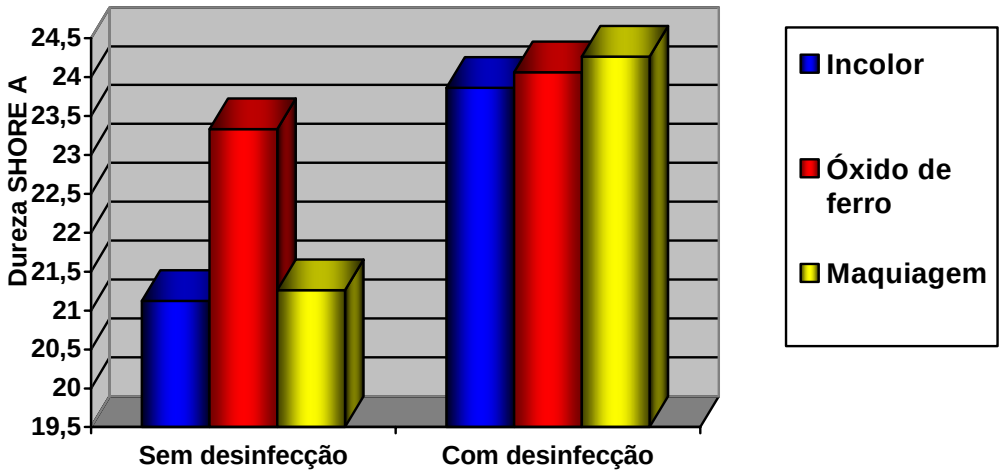

GRÁFICO 14 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, no período inicial.

Tabela 15 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 6 meses

MDX4-4210	SEM DESINFECÇÃO	COM DESINFECÇÃO
INCOLOR	28,2 **A, a**	30,2 **A, b**
ÓX. DE FERRO	30,86 **B, a**	29,66 **A, a**
MAQUIAGEM	30,33 **B, a**	32,26 **B, b**

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

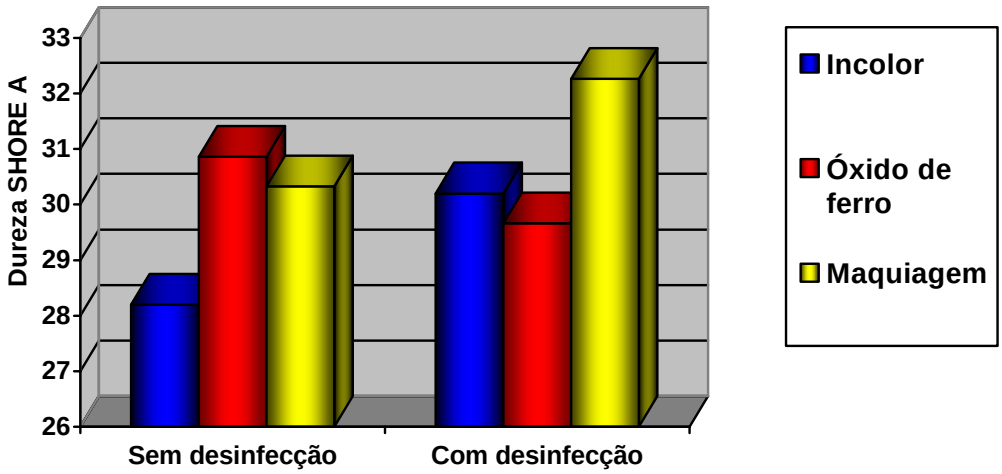

GRÁFICO 15 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 6 meses.

Tabela 16 - Valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210., nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 1 ano

MDX4-4210	SEM DESINFECÇÃO	COM DESINFECÇÃO
INCOLOR	29,8 **A, a**	31,86 **A, b**
ÓX. DE FERRO	31,86 **B, a**	31,26 **A, a**
MAQUIAGEM	31,6 **AB, a**	33,0 **A, a**

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

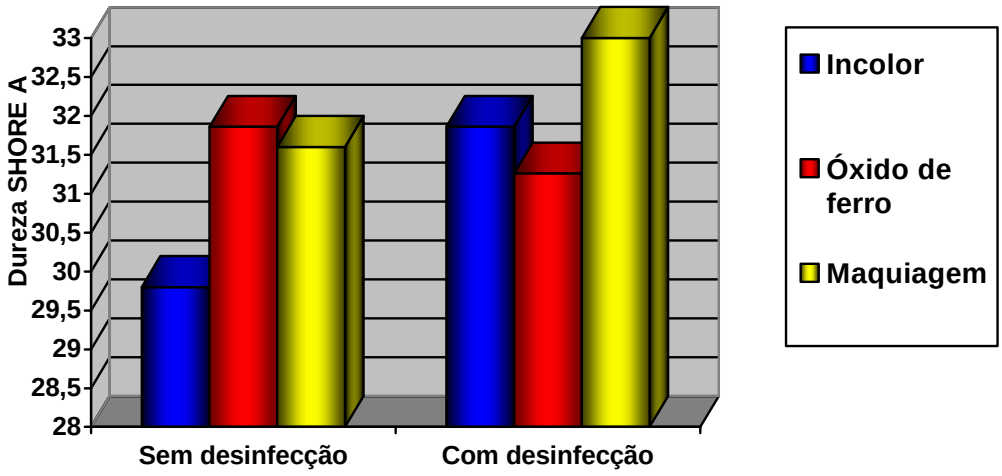

GRÁFICO 16 - Gráfico dos valores médios da dureza SHORE A do silicone MDX4-4210, nos diferentes grupos, sem e com desinfecção química, após 1 ano.

5.1.3 Comparação dos resultados obtidos para o silicone Silastic 732 R.T.V. e o MDX4-4210.

Após a análise das tabelas e gráficos de comparação entre os dois silicones para uso facial, pôde-se observar que eles apresentaram valores médios de dureza SHORE A estatisticamente diferentes, independentemente do tempo de armazenagem, da pigmentação e da desinfecção química (Tabelas 17, 18, 19, 20, 21 e 22 e Gráficos 17, 18, 19, 20, 21 e 22). O silicone Silastic 732 R.T.V. apresentou valores médios menores (19,58 unidades SHORE A) que o silicone MDX4-4210 (28,26 unidades SHORE A) – Tabela 17 e Gráfico 17.

Nas tabelas e gráficos subseqüentes, está demonstrada a comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210.

Tabela 17 - Comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, independentemente do tempo de armazenagem, da pigmentação e da desinfecção química

SILICONE	MÉDIAS	
SILASTIC 732	19,58	A
MDX4-4210	28,26	B

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

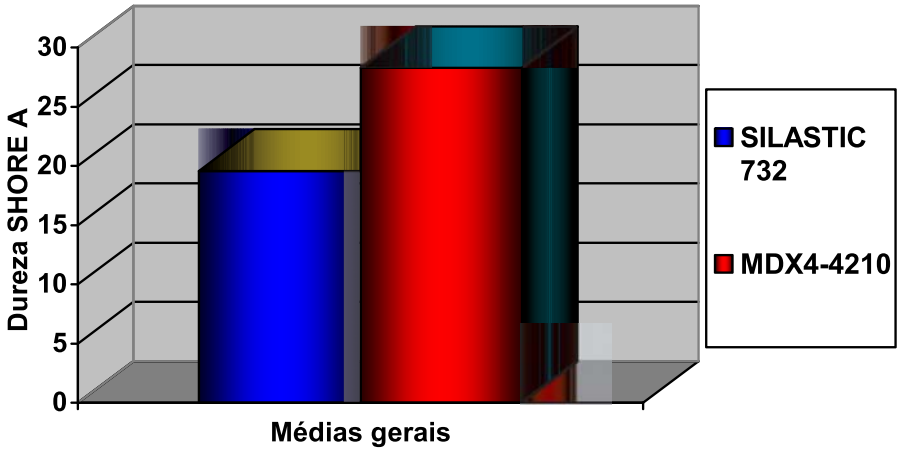

GRÁFICO 17 - Gráfico de comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210.

Tabela 18 - Comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, independentemente do tempo de armazenagem e da pigmentação, sem desinfecção química

SILICONE	MÉDIAS	
SILASTIC 732	19,87	A
MDX4-4210	27,59	B

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

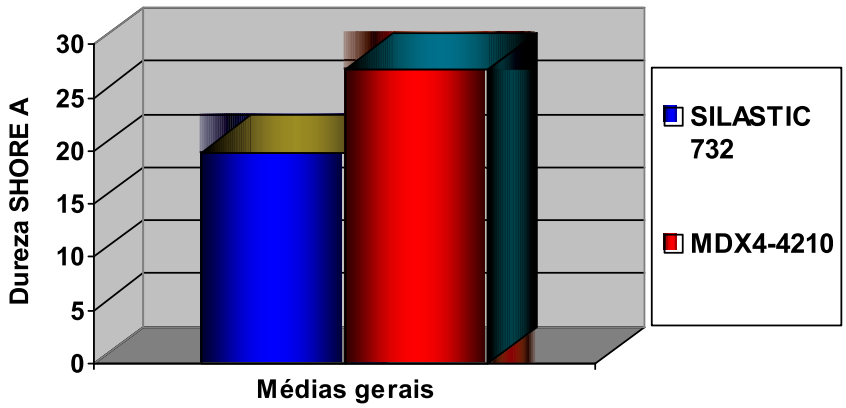

GRÁFICO 18- Gráfico de comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, sem desinfecção química.

Tabela 19 - Comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, independentemente do tempo de armazenagem e da pigmentação, com desinfecção química

SILICONE	MÉDIAS	
SILASTIC 732	19,29	A
MDX4-4210	28,93	B

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

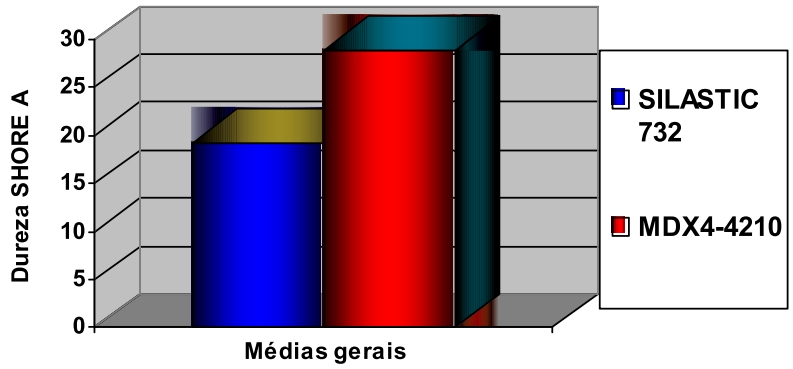

GRÁFICO 19 - Gráfico de comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, com desinfecção química.

Tabela 20 - Comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, independentemente da pigmentação e da desinfecção química, no período inicial

SILICONE	MÉDIAS	
SILASTIC 732	16,16	A
MDX4-4210	22,98	B

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

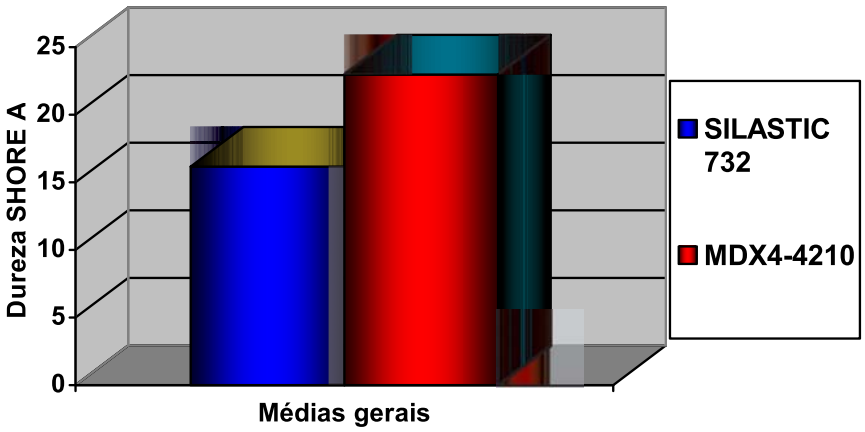

GRÁFICO 20 - Gráfico de comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, no período inicial.

Tabela 21 - Comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, independentemente da pigmentação e da desinfecção química, após 6 meses de armazernagem

SILICONE	MÉDIAS	
SILASTIC 732	21,26	A
MDX4-4210	30,25	B

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

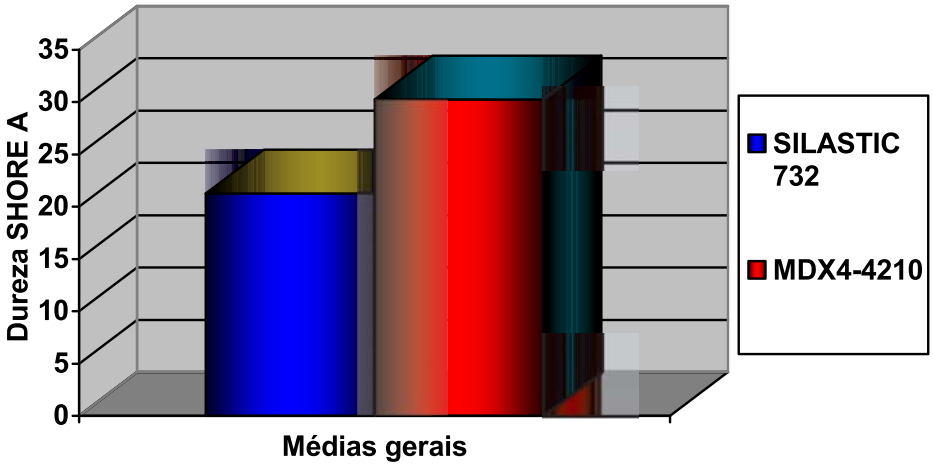

GRÁFICO 21 - Gráfico de comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, após 6 meses de armazenagem.

Tabela 22 - Comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, independentemente da pigmentação e da desinfecção química, após 1 ano de armazenagem

SILICONE	MÉDIAS	
SILASTIC 732	21,32	A
MDX4-4210	31,56	B

Nota: Médias seguidas da mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si em nível de 99% de confiabilidade ($p < 0,01$), pelo Teste de Tukey.

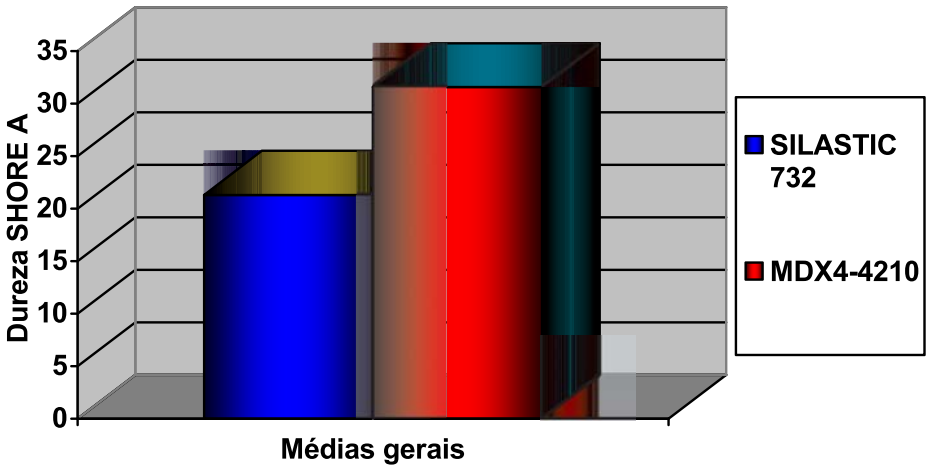

GRÁFICO 22 - Gráfico de comparação dos valores médios da dureza SHORE A dos silicones Silastic 732 R.T.V. e MDX4-4210, após 1 ano de armazenagem.

5.2 RESULTADOS DA DETERIORAÇÃO MARGINAL

5.2.1Resultados obtidos para o silicone Silastic 732 R.T.V.

Nas Figuras 13, 14 e 15 a seguir, estão demonstradas as fotomicroscopias da deterioração marginal dos corpos-de-prova do silicone Silastic 732 R.T.V., sem desinfecção química e com desinfecção química, em função dos pigmentos e do tempo de armazenagem.

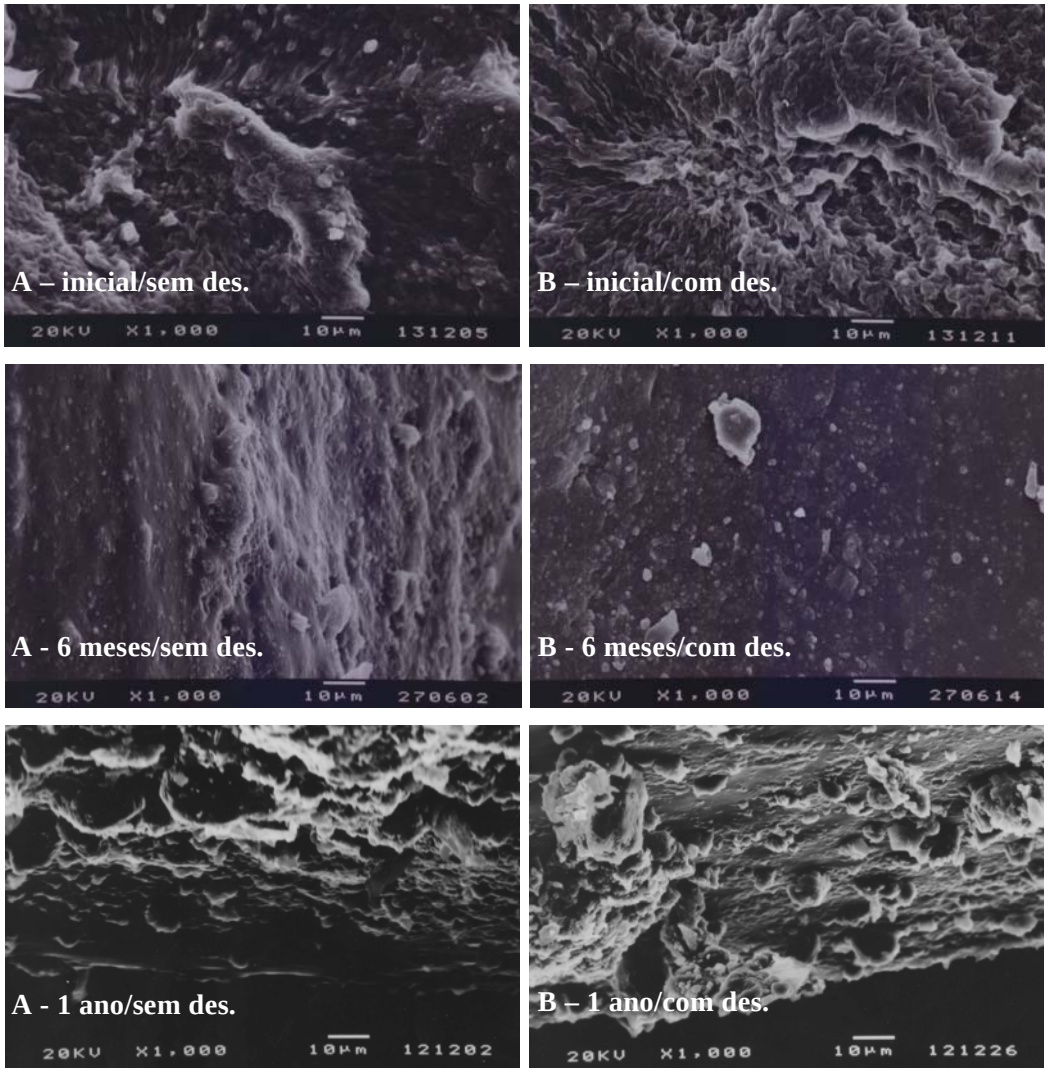

FIGURA 13 - Fotomicroscopias dos corpos-de-prova do silicone Silastic 732 R.T.V. incolor, sem desinfecção química (A) e com desinfecção química (B), nos diferentes períodos de armazenagem (aumento de 1000x).

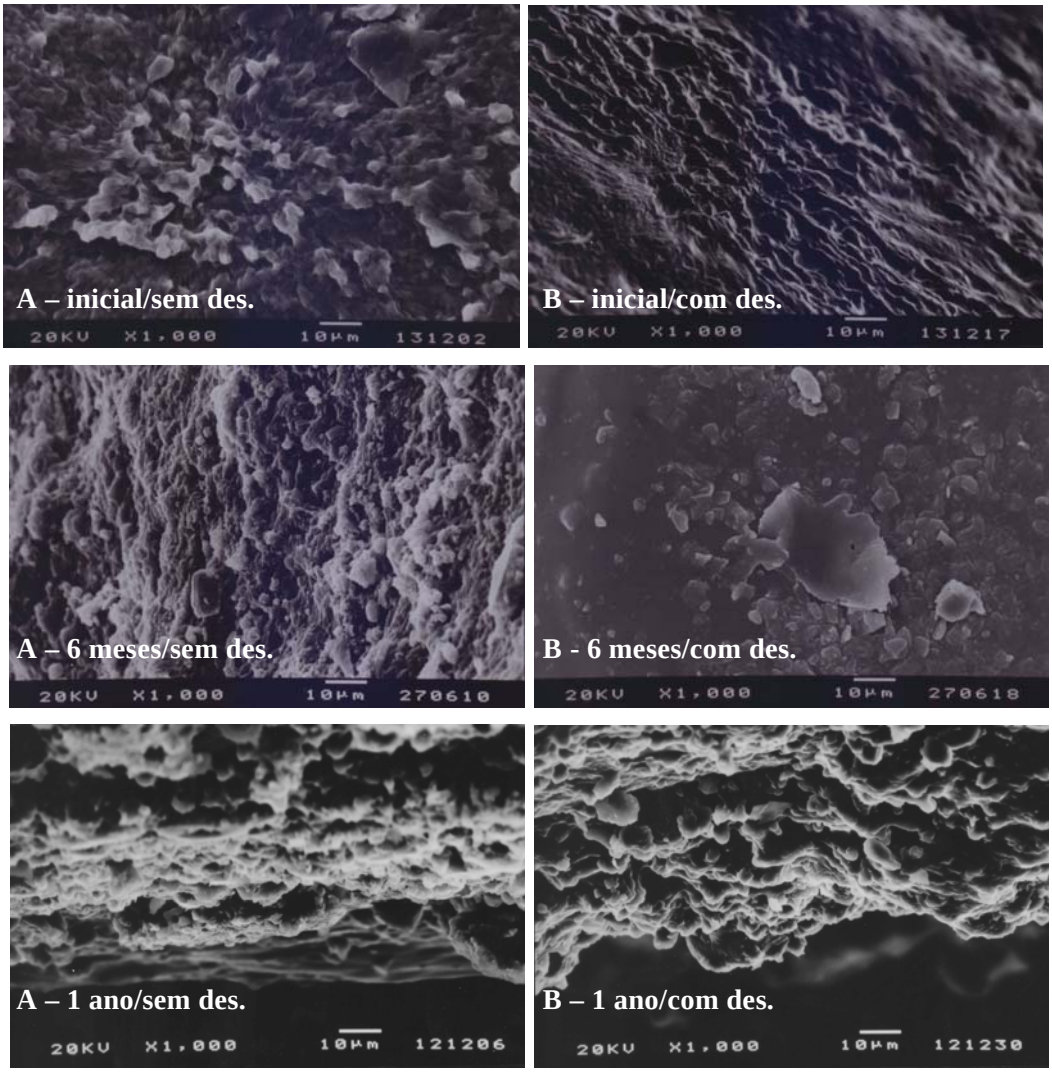

FIGURA 14 - Fotomicroscopias dos corpos-de-prova do silicone Silastic 732 R.T.V. com maquiagem, sem desinfecção química (A) e com desinfecção química (B), nos diferentes períodos de armazenagem (aumento de 1000x).

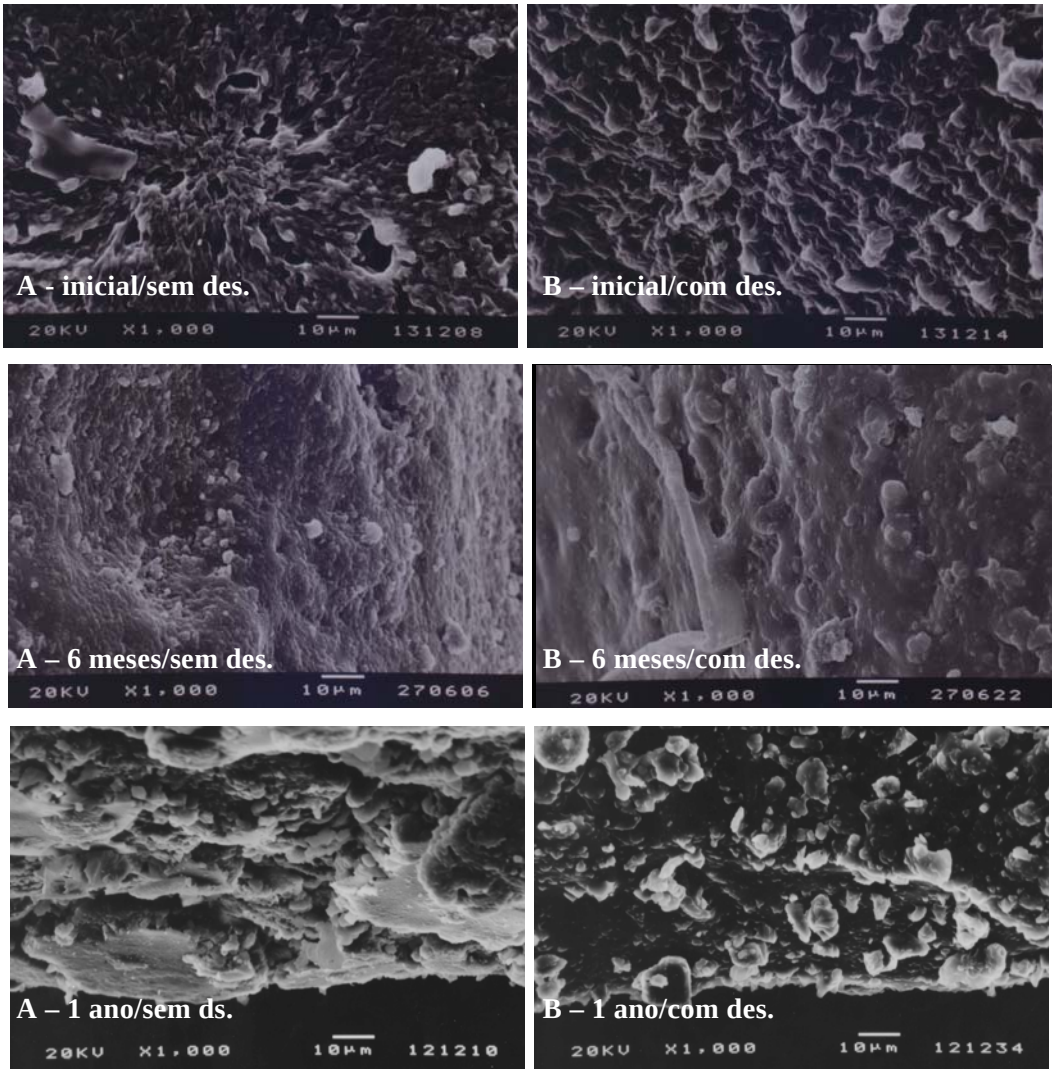

FIGURA 15 - Fotomicroscopias dos corpos-de-prova do silicone Silastic 732 R.T.V. com óxido de ferro, sem desinfecção química (A) e com desinfecção química (B), nos diferentes períodos de armazenagem (aumento de 1000x).

5.2.2 Resultados obtidos para o silicone MDX4-4210

Nas Figuras 16, 17 e 18 a seguir, estão demonstradas as fotomicroscopias da textura da margem dos corpos-de-prova do silicone MDX4-4210, sem desinfecção química e com desinfecção química, em função dos pigmentos e do tempo de armazenagem.

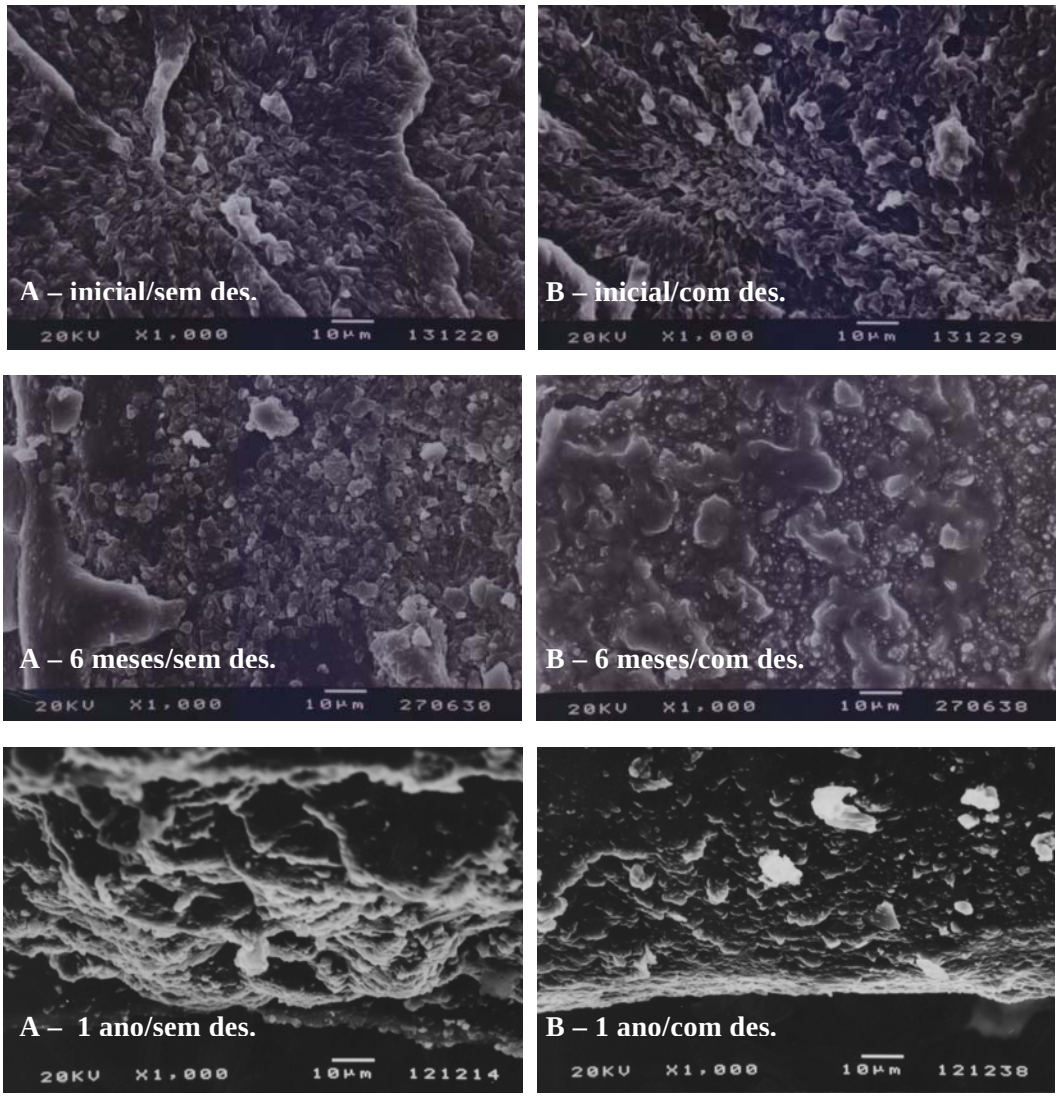

FIGURA 16 - Fotomicroscopias dos corpos-de-prova do silicone MDX4-4210 incolor, sem desinfecção química (A) e com desinfecção química (B), nos diferentes períodos de armazenagem (aumento de 1000x).

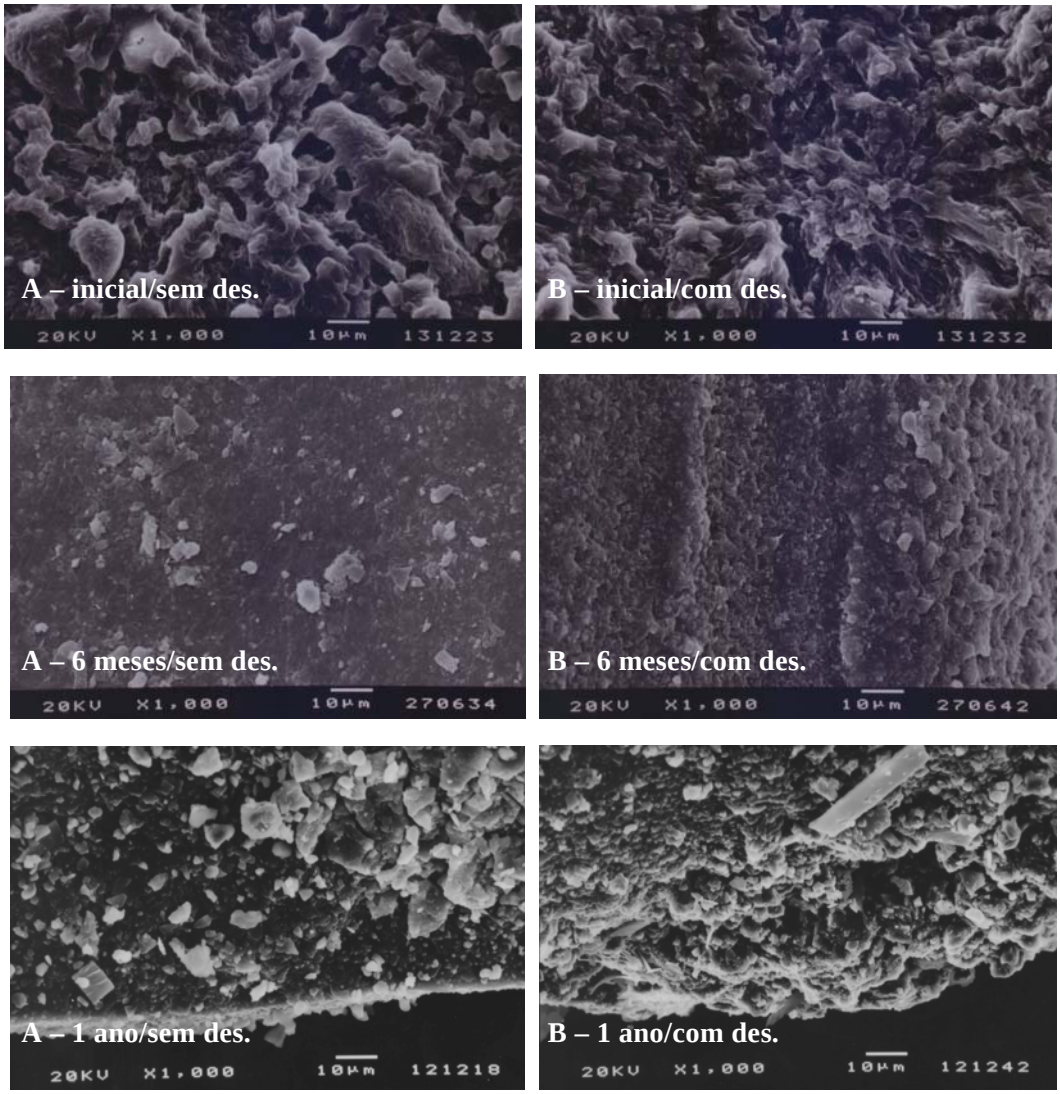

FIGURA 17 - Fotomicroscopias dos corpos-de-prova do silicone MDX4-4210 com maquiagem, sem desinfecção química (A) e com desinfecção química (B), nos diferentes períodos de armazenagem (aumento de 1000x).

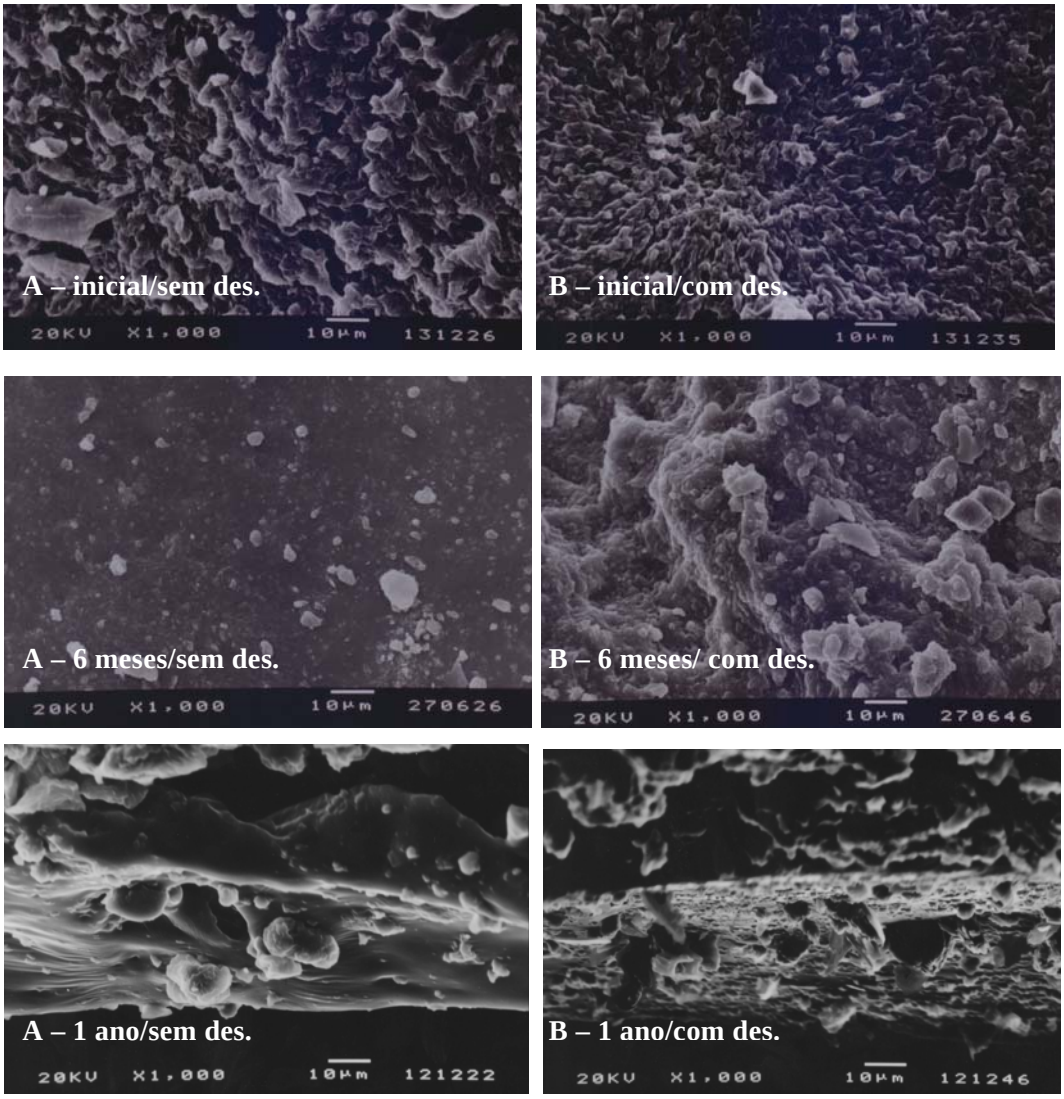

FIGURA 18 - Fotomicroscopias dos corpos-de-prova do silicone MDX4-4210 com óxido de ferro, sem desinfecção química (A) e com desinfecção química (B), nos diferentes períodos de armazenagem (aumento de 1000x).

Após a análise visual das fotomicroscopias (aumento de 1000x), foi possível perceber que todos os grupos de ambos os silicones sofreram deterioração marginal com o passar do tempo. No período inicial, ambos os silicones apresentaram uma textura de superfície mais uniforme e coesa. Com o passar do tempo (nos períodos de 6 meses e 1 ano), partículas foram se desprendendo da superfície dos materiais notando-se a formação de grandes erosões e porosidades, alterando a textura superficial, e conseqüentemente promovendo a deterioração marginal dos silicones. O uso da desinfecção química, entretanto, parece não ter contribuído para a deterioração marginal dos silicones.

Discussão

6 DISCUSSÃO

6.1 DUREZA SHORE A

Os trabalhos publicados na literatura relacionam várias propriedades ideais dos materiais usados em próteses faciais e são unânimes em considerar como principais requisitos a: biocompatibilidade, flexibilidade, leveza, translucidez, facilidade de manuseio, resistência a agentes químicos e ambientais, estabilidade dimensional, durabilidade, textura semelhante a da pele humana, dentre outras (BULBULIAN, 1945; REZENDE; MARINGONI FILHO, 1979). A dureza SHORE A ou flexibilidade do material é indicativa da textura, devendo situar-se entre 25 a 35 unidades SHORE A, para um material utilizado em prótese facial (CARVALHO, 1989; LEWIS; CASTLEBERRY, 1980; VERES et al., 1990).

Os materiais utilizados neste estudo, o Silastic 732 R.T.V. e o MDX4-4210 são polímeros conhecidos pelo termo genérico de polidimetilsiloxano (ORIBE, 1965), também chamados de silicones R.T.V., porque polimerizam à temperatura ambiente (CARVALHO, 1989). A polimerização do Silastic 732 R.T.V. ocorre após 24 horas à 23°C, sendo possível a manipulação da prótese. Contudo, para o MDX4-4210, somente após 3 dias à temperatura ambiente é que atingi-se a polimerização total do material, de acordo com as próprias normas do fabricante (Dow Corning Corporation). Conforme mostram as Tabelas 1, 2, 9 e 10 e Gráficos 1, 2, 9 e 10, os dados obtidos evidenciaram que os dois silicones para uso facial apresentaram um aumento da sua dureza SHORE A com o

passar do tempo. As borrachas contraem-se ligeiramente durante a polimerização, como resultado da redução do volume devido às ligações cruzadas (PHILLIPS, 1993). Durante a polimerização do Silastic 732 R.T.V. ocorre a formação de um sub-produto volátil, o ácido acético (McELROY et al., 1985; SABOYA, 1990) e para o MDX4-4210, ocorre a liberação de formaldeído. Sua evaporação subseqüente é responsável pela contração que ocorre neste tipo de silicone após a presa (polimerização contínua ou residual), assim como ocorre nas siliconas por condensação para moldagem dental, cujo sub-produto volátil é o álcool etílico (PHILLIPS, 1993). A reação de polimerização continua mesmo após a presa clínica, o que pode ter contribuído para o aumento da dureza dos materiais neste estudo, após o período inicial.

De acordo com Rezende (1975) e Rezende et al. (1976), os materiais destinados para próteses faciais tendem a aumentar a dureza com o envelhecimento. Entretanto, a dureza SHORE A manteve-se estável no período de 6 meses a 1 ano. O ideal, segundo Barnhart (1960) é que o material mantenha a sua flexibilidade por longo período de tempo.

Apesar do silicone MDX4-4210 ter sofrido um aumento na sua dureza SHORE A em função do tempo de armazenagem (Tabelas 9 e 10 e Gráficos 9 e 10), os valores médios de todos os grupos se mantiveram dentro da faixa de dureza considerada desejável para próteses faciais após 6 meses e 1 ano (25 a 35 unidades SHORE A), de acordo com Carvalho (1989) e Lewis e Castleberry (1980). Entretanto, o silicone Silastic 732 R.T.V. apresentou valores médios de dureza SHORE A

menores que os citados acima (19,58 unidades SHORE A), independentemente do tempo de armazenagem, da pigmentação e da desinfecção química. Este silicone apresentou-se mais flexível que o MDX4-4210, que apresentou o valor médio de 28,26 unidades (Tabela 17 e Gráfico 17), semelhante aos valores encontrados por Moore et al. (1977) para o mesmo silicone (26,8 unidades). De acordo com Yu et al. (1980a), o silicone Silastic MDX4-4210 foi o melhor material dentre todos os silicones analisados em seu estudo, apresentando uma dureza SHORE A, no período inicial de 32,4 unidades, mantendo-se estável após os períodos de envelhecimento de 600 horas (32,6) e 900 horas (33,0).

Estes valores também estão de acordo com os estudos de Carvalho (1989) e Wolfaardt et al. (1985) que mostraram que apenas o silicone Silastic MDX4-4210, dentre os materiais pesquisados, atingiu a média de 30 unidades de dureza SHORE A, sendo o material que mais se aproximou dos níveis ideais (25 a 35 unidades). Sanchez et al. (1992) também compararam as propriedades físicas de dois silicones para próteses faciais, o MDX4-4210 e o A-2186, sendo que o silicone A-2186 também provou ser mais macio (19,90 unidades) que o Silastic MDX4-4210 (27,70 unidades), sendo portanto, uma boa escolha para próteses faciais, mesmo com valores abaixo de 25 unidades SHORE A.

Segundo Polysois (1999b), os materiais macios se aproximam mais da pele humana, devendo mostrar baixos valores de módulo de elasticidade e dureza. Moore et al. (1977) obtiveram valores de dureza SHORE A de aproximadamente 26,8 unidades para o Silastic

MDX4-4210 e a sua dureza pode ser reduzida para aproximadamente 18,4 unidades com o uso de fluidos de silicone. De acordo Carvalho (1989) e Saboya et al. (1997), há uma tendência dos pesquisadores em adicionar plastificantes aos silicones, como o 360 medical fluid (Dow Corning Corp.) com a finalidade de diminuir a dureza do material, bem como aumentar a sua resistência marginal. Sabe-se que os materiais flexíveis são menos duráveis que os materiais rígidos, pois a umidade e as substâncias químicas, presentes no ar e na água, afetam sua vida, e as epíteses (P.B.M.F.), construídas com certos materiais flexíveis, têm de ser refeitas constantemente (BELLAMY; WATERS, 2005; CANTOR et al.,1969; ISHIGAMI et al. 1997; ROBERTS, 1957).

Para o silicone MDX4-4210, a desinfecção química apenas não contribuiu para o endurecimento dos corpos-de-prova do grupo pigmentado com óxido de ferro. Este foi o grupo que manteve mais estável a sua dureza SHORE A, independentemente da desinfecção química. Isso pode estar relacionado com o fato de que os pigmentos inorgânicos (óxidos de ferro) são mais estáveis (HAUG et al. 1999a; 1999b) não sofrendo degradação ou dissolução quando em presença da desinfecção química (Tabela 12 e Gráfico 12), diferentemente do que ocorre com o grupo pigmentado com maquiagem (pigmentos orgânicos) - (Tabela 13 e Gráfico 13). Quando os diferentes grupos do silicone MDX4-4210 foram comparados entre si nos diferentes tempos de armazenagem, notou-se que o uso de pigmentos aumentou numericamente a dureza SHORE A, quando não submetidos à desinfecção química (Tabelas 14, 15

e 16 e Gráficos 14, 15 e 16), ocorrendo uma diferença estatisticamente significativa na dureza SHORE A entre o grupo incolor e o grupo pigmentado com óxido de ferro, em todos os períodos de tempo. No período inicial, sem desinfecção química, o grupo pigmentado com óxido de ferro apresentou-se com valores médios de dureza SHORE A maiores estatisticamente que os demais grupos (Tabela 14 e Gráfico 14). Após 6 meses, sem desinfecção química, este grupo igualou-se estatisticamente ao grupo pigmentado com maquiagem, ambos apresentaram valores de dureza SHORE A maiores estatisticamente que o grupo incolor (Tabela 15 e Gráfico 15). Após 1 ano, entretanto, apenas o grupo pigmentado com óxido de ferro apresentou-se diferente estatisticamente do grupo incolor, sem desinfecção química (Tabela 16 e Gráfico 16). Este aumento da dureza SHORE A nos grupos pigmentados pode estar relacionado com o fato de que os pigmentos, por serem anelásticos ou rígidos, aumentam a resistência do silicone à compressão, aumentando conseqüentemente a dureza SHORE A do material. Goiato et al. (2004) também observaram que o uso de pigmentos aumentou a resistência do silicone ao rasgamento, pois dificulta a sua ruptura durante o teste de rasgamento pelos pigmentos adicionados a ele (carga), proporcionando um embricamento mecânico entre os diferentes materiais. Entretanto, com a desinfecção química, o grupo incolor sofreu um aumento na sua dureza SHORE A, igualando-se estatisticamente com os valores dos demais grupos pigmentados (Tabelas 14 e 16 e Gráficos 14 e 16), exceto quando

comparado ao grupo pigmentado com maquiagem, após 6 meses (Tabela 15 e Gráfico 15).

A flexibilidade (dureza SHORE A) do material protético (silicone) deve se aproximar da textura da pele humana, condição sem a qual, a prótese facial permanecerá sem vida, por mais perfeita que seja a sua escultura e adaptação (GRAZIANI, 1982). De qualquer forma, todos os grupos, pigmentados ou não, submetidos ou não à desinfecção química apresentaram valores ideais de dureza SHORE A, mantendo um requisito fundamental para a textura das próteses faciais: a flexibilidade (BULBULIAN, 1945; CARVALHO, 1989; LEWIS; CASTLEBERRY, 1980; ROBERTS, 1957).

Em se tratando de próteses faciais, a deficiência na higienização das mesmas colabora para que os tecidos subjacentes a essas próteses fiquem susceptíveis às infecções. Portanto, é de fundamental importância o procedimento de desinfecção química das próteses e manutenção da saúde dos tecidos adjacentes a ela. A clorexidina tem a sua ação desencadeada em 15 segundos e efeito residual de 6 horas, não sendo significativamente afetada pela presença de sangue e outras matérias orgânicas (LARSON, 1988). A clorexidina apresenta uma baixa toxicidade e não têm sido relatadas alterações teratológicas e nem a presença de produtos cancerígenos ou de retenção permanente da droga no organismo (DENARDI, 1994).

A desinfecção química não teve influência estatisticamente significativa sobre a dureza SHORE A no grupo incolor do silicone Silastic

732 R.T.V. (Tabela 3 e Gráfico 3). Para os grupos pigmentados, a desinfecção química apenas teve influência estatisticamente significativa no período de 6 meses (Tabelas 4 e 5 e Gráficos 4 e 5). Provavelmente deve ter ocorrido uma alteração na cadeia polimérica (estrutural) após o uso do desinfetante, promovendo a redução da dureza SHORE A, após 6 meses e 1 ano em todos os corpos-de-prova do silicone Silastic 732 R.T.V. Entretanto, apenas houve uma diferença estatisticamente significativa nos grupos pigmentados com óxido de ferro e maquiagem no período de 6 meses. A clorexidina, provavelmente altera a resistência à compressão dos pigmentos, deixando as partículas mais frágeis, mais propícias à fratura e dissoluções (GOIATO et al., 2004), ocasionando neste caso, uma menor dureza SHORE A para os grupos pigmentados.

Portanto, podemos extrapolar clinicamente que ambos os silicones estão de acordo com os valores de dureza SHORE A encontrados na literatura, independentemente do tempo de armazenagem, da pigmentação e da desinfecção química.

6.2 DETERIORAÇÃO MARGINAL

Um dos aspectos mais angustiantes, segundo Cantor et al. (1969) nos tratamentos com próteses faciais é o fato de se tornarem desagradáveis após poucos meses de uso devido às mudanças de cor e distorção das margens. Sweeney et al. (1972) afirmaram que uma das áreas mais críticas das próteses faciais é a margem onde a restauração contacta com o tecido remanescente. Por razões estéticas, essa borda deve ser muito fina, para responder aos movimentos da musculatura da face. O material também deverá ser bastante flexível e estável quando exposto às mudanças de temperatura e à irradiação solar. Para Ishigami et al. (1997), as próteses confeccionadas com silicones elastoméricos são consideradas efetivas por apenas seis meses a um ano, havendo a necessidade de serem refeitas devido à instabilidade de cor (HAUG et al., 1999a; 1999b), deteriorizacão da textura e das margens e diminuição da resistência das próteses, em função dos efeitos dos raios ultra-violetas, da deposição de resíduos microscópicos nas porosidades da superfície, uso de adesivos, manuseamento e limpeza contínua das próteses pelo paciente (ISHIGAMI et al., 1997; LEMON et al. 1995; MOHITE et al., 1994).

As margens das próteses faciais devem ser finas para a dissimulação das mesmas. Dessa forma, os materiais utilizados devem apresentar resistências à tração e ao rasgamento suficientes para manterem-se estáveis por um período razoável de tempo. Lewis e Castleberry (1980) estudando os materiais utilizados em prótese maxilo-facial, consideraram que as propriedades físicas dos materiais, como a

resistência à tração, alongamento de ruptura e resistência ao rasgamento, definem a resistência de uma prótese à ruptura durante o seu uso e manutenção. Uma pesquisa de Jani e Schaaf (1978) mostrou que a maioria das próteses que foram refeitas dentro de um ano sofreu mudanças de cor, deterioração do material e ruptura das margens.

Após a análise visual das fotomicroscopias (Figuras 13 a 18) foi possível perceber que todos os grupos sofreram deterioração marginal com o passar do tempo. Esta constatação está de acordo com outros autores (ISHIGAMI et al., 1997; LEMON et al. 1995) que afirmam que a limitação do emprego do silicone como material para a confecção das próteses faciais é a sua rápida degradação e instabilidade de cor, causadas pela exposição aos raios ultravioletas, à poluição do ar e às mudanças de temperatura e umidade.

A alteração nas margens dos corpos-de-prova observada pela análise das fotomicroscopias pode ter sido provocada pelos efeitos dos raios ultra-violetas emitidos pela luz no interior da estufa e pela deposição de resíduos químicos da água nas porosidades da superfície do material. Entretanto, o uso da desinfecção química parece não ter contribuído para a deterioração marginal dos silicones, como pôde ser observado nas fotomicroscopias. O período de contato do desinfetante com o material de moldagem ou da prótese deve ser suficientemente controlado para não alterar a fidelidade obtida e a textura da superfície do material (ROWE; FORREST, 1978). Neste estudo, o período de contato foi de apenas 1 minuto, tempo suficiente para promover a desinfecção, sem

causar deterioração na superfície dos materiais.

De acordo com Polysois (1999b) e Polysois et al. (2000), a exposição do silicone facial, por um ano, ao meio ambiente e por 6 meses em soluções sintéticas de sebo e suor, também resultou em mudanças de cor visualmente detectáveis. As próteses faciais precisam apresentar uma boa adaptação marginal e uma forma satisfatória para que assim, possam cumprir adequadamente com os requisitos estéticos (RUNTE, 2002). Dessa forma, a deterioração marginal observada neste estudo (fotomicroscopias) pode comprometer o uso do material clinicamente, pois as alterações marginais podem causar desadaptação marginal e não dissimular as margens entre a prótese e a região a ser restaurada.

Conclusão

7 CONCLUSÕES

- Os dois silicones para uso facial apresentaram um aumento da sua dureza SHORE A com o passar do tempo, apresentando diferença estatisticamente significativa somente entre o período inicial e 6 meses.
- Para o silicone Silastic 732 R.T.V., a desinfecção química influenciou estatisticamente os grupos pigmentados com óxido de ferro e maquiagem, no período de 6 meses de armazenagem.
- Para o silicone MDX4-4210, a desinfecção química influenciou estatisticamente o grupo incolor e o grupo pigmentado com maquiagem para todos os tempos analisados, exceção apenas para o grupo com maquiagem no período de 1 ano.
- Para ambos os silicones, sem desinfecção química, ocorreu diferença estatisticamente significativa na dureza SHORE A entre os grupos pigmentados com óxido de ferro e maquiagem no período inicial.
- Para o silicone MDX4-4210, sem desinfecção química, ocorreu diferença estatisticamente significativa na dureza SHORE A entre o grupo incolor e o grupo pigmentado com óxido de ferro, em todos os períodos de tempo.
- Para o silicone MDX4-4210, com desinfecção química, ocorreu diferença estatisticamente significativa na dureza SHORE A apenas entre o grupo pigmentado com óxido de ferro e maquiagem, no período de 6 meses.

- Quando os silicones foram comparados entre si, o Silastic 732 R.T.V. mostrou-se estatisticamente mais flexível que o MDX4-4210.
- Pode-se extrapolar clinicamente que ambos os silicones estão de acordo com os valores de dureza SHORE A encontrados na literatura, independentemente do tempo de armazenagem, da pigmentação e da desinfecção química.
- Após a análise visual das fotomicroscopias (aumento de 1000x) foi possível perceber que todos os grupos sofreram deterioração marginal com o passar do tempo. O uso da desinfecção química parece não ter contribuído para a deterioração marginal dos silicones, independentemente do tipo de pigmentação.

Referências

REFERÊNCIAS

ABDELNNABI, M. M.; MOORE, D. J.; SAKAMURA, J.S. In vitro comparison study of MDX 4-4210 and polydimethyl siloxane silicone materials. J. Prosthet. Dent., v. 51, n. 4, p. 523-526, Abr. 1984.

ACKERMAN, A. J. The prosthetic management of oral and facial defects following cancer surgery. J. Prosthet. Dent., v. 5, n. 3, p. 413-432, 1955.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. Designation D2240: standard test methods for rubber properties – Durometer hardness. In: Annual books of ASTM standards. Section 9. Philadelphia: American Society for Testing and Materials; 1988.

ANDRES, C. J. et al. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part II: report of survey. J. Prosthet. Dent., v. 68, n. 3, p. 519-522, Sep. 1992.

AZAMBUJA, T. W. F. et al. Face: possibilidade de reconstrução protética: relato de um caso. Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre, v. 35, n. 2, p.18-19, Dez. 1994.

AZIZ, T.; WATERS, M.; JAGGER, R. Development of a new poly(dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material. J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater., v. 65, n. 2, p. 252-261, May 2003.

BARNHART, G. W. A new material and technic in the art of somato-prosthesis. J. Dent. Res., v. 39, n. 4, p. 836-844, Jul./Aug. 1960.

BELLAMY, K. E.; WATERS, M. G. Designing a prosthesis to simulate the elastic properties of skin. Biomed. Mater. Eng., v. 15, n. 1-2, p. 21-27, 2005.

BENOIST, M. Utilisation des résines souples en prothèse maxillo-faciale. Rev. Stomatol. (Paris), v. 63, n. 6, p. 532-533, 1962.

BULBULIAN, A. H. Facial prosthesis. Philadelphia: Saunders, 1945. 241 p.

BULBULIAN, A. H. Maxillofacial prosthetics: evolution and practical application in patient rehabilitation. J. Prosthet. Dent., v.15, n. 3, p. 554-569, May/June 1965.

CANTOR, R. et al. Methods for evaluating prosthetic facial materials. J. Prosthet. Dent., v. 21, n. 3, p. 324-332, Mar. 1969.

CARVALHO, J. C. M. Avaliação das propriedades físicas de duas novas siliconas para uso em prótese facial. 1989. 93 f. Tese (Livre-Docência) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1989.

CHALIAN, V. A.; PHILLIPS, R. W. Materials in maxillofacial prosthetics. J. Biomed. Mater. Res., v. 8, n. 4, p. 349-363, 1974.

DENARDI, B. B. O uso da clorexidina na prática odontológica. Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent., v. 48, n. 2, p. 1279-1285, Mar./Abr. 1994.

FONSECA, E. P. The importance of form, charecterization, and retention in facial prosthesis. J. Prosthet. Dent., v. 16, n. 2, p. 338-343, 1966.

GOIATO, M. C. et al. Avaliação da recuperação elástica e da resistência ao rasgamento de um silicone para uso em prótese facial sob a influência da pigmentação e da desinfecção química. Rev. Odontol. Unesp, v. 33, n. 4, p. 189-194, 2004.

GOIATO, M. C.; MANCUSO, D. N.; GUIOTTI, A. M. Alteração dimensional e manutenção dos detalhes de um silicone facial sobre a influência do tempo de armazenagem, tipos de pigmentação a 1% e da ação da desinfecção química. R.B.C., v. 3, n. 9, p. 39-47, 2005.

GRAZIANI, M. Prótese maxilo-facial. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1982. 229 p.

GUIOTTI, A. M.; GOIATO, M. C. Silicones para próteses faciais: efeito da pigmentação e envelhecimento sobre dimensão e superfície. Ciênc. Odontol. Bras., v. 6, n. 3, p. 86-97, Jul./Set. 2003.

GUIOTTI, A. M.; GOIATO, M. C. Silicones para próteses faciais: efeito da desinfecção química sobre dimensão e superfície – Parte II. Ciênc. Odontol. Bras., v. 7, n. 1, p. 93-103, Jan./Marc. 2004.

HANSON, M. D. et al. Commercial cosmetics and their role in the coloring of facial prostheses. J. Prosthet. Dent., v. 50, n. 6, p. 818-820, Dec. 1983.

HAUG, S. P.; ANDRES, C. J.; MOORE, B. K. Color stability and colorant effect on maxillofacial elastomers. Part I: colorant effect on physical properties. J. Prosthet. Dent., v. 81, n. 4, p. 418-422, Apr. 1999a.

HAUG, S. P.; MOORE, B. K.; ANDRES, C. J. Color stability and colorant effect on maxillofacial elastomers. Part II: weathering effect on physical properties. J. Prosthet. Dent., v. 81, n. 4, p. 423-430, Apr. 1999b.

HAUG, S. P. et al. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part III-Physical properties. J. Prosthet. Dent., v. 68, n. 4, p. 644-651, Oct. 1992a.

HAUG, S. P. et al. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part IV-Optical properties. J. Prosthet. Dent., v. 68, n. 5, p. 820-823, Nov. 1992b.

ISHIGAMI, T. et al. A facial prosthesis made of porcelain fused to metal: a clinical report. J. Prosthet. Dent., v. 77, n. 6, p. 564-567, Jun. 1997.

JANI, R. M.; SCHAAF, N. G. An evaluation of facial prostheses. J. Prosthet. Dent., v. 39, n. 5, p. 546-550, May 1978.

KANTER, J. C. The use of R.T.V. silicones in maxillofacial prosthetics. J. Prosthet. Dent., v. 24, n. 6, p. 646-653, Dec. 1970.

KIAT-AMNUAY, S. et al. Interactions of pigments and opacifiers on color stability of MDX4-4210/type A maxillofacial elastomers subjected to artificial aging. J. Prosthet. Dent., v. 95, n. 3, p. 249-257, Mar. 2006.

LARSON, E. Guideline for use topical antimicrobial agents. Am. J. Infect. Control, v. 16, n. 6, p. 253-266, Dec. 1988.

LEMON, J. C. et al. Color stability of facial prostheses. J. Prosthet. Dent., v. 74, n. 6, p. 613-618, Dec. 1995.

LEWIS, D. H.; CASTLEBERRY, D. J. An assessment of recent advances in external maxillofacial materials. J. Prosthet. Dent., v. 43, n. 4, p. 426-432, Apr. 1980.

MANCUSO, D. N. Avaliação da estabilidade de cor após o envelhecimento acelerado de dois silicones pigmentados ou não para uso em próteses faciais. 2005. 150f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2005.

McELROY, T. H.; GUERRA, O. N.; LEE, S. A. Acetic acid vapor levels associated with facial prosthetics. J. Prosthet. Dent., v. 53, n. 1, p. 86-87, Jan. 1985.

MOHITE, U. H. et al. Environmental factors affecting mechanical properties of facial prosthetic elastomers. Int. J. Prosthodont., v. 7, n. 5, p. 479-486, Sep./Oct. 1994.

MOORE, D.J. et al. Evaluation of polymeric materials for maxillofacial prosthetics. J. Prosthet. Dent., v. 38, n. 3, p. 319-326, Sep. 1977.

NEVES, A. C. C.; VILLELA, L. C. Desenvolvimento de uma escala em silicona para tons de pele humana. Rev. Odontol. Univ. São Paulo, v. 12, n. 1, p. 57-63, Jan./Mar. 1998.

ORIBE, J. A. Las gomas de siliconas en protesis restauratriz maxilo-facial. Rev. Esp. Estomatol., v. 13, n. 1, p. 34-42, 1965.

PHILLIPS, R. W. Elastômeros para moldagem. In:___. Skinner materiais dentários. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. p.77-90.

POLYZOIS, G. L. Color stability of facial silicone prosthetic polymers after outdoor weathering. J. Prosthet. Dent., v. 82, n. 4, p. 447-450, Oct. 1999a.

POLYZOIS, G. L. Mechanical properties of 2 new addition-vulcanizing silicone prosthetic elastomers. Int. J. Prosthodont., v. 12, n. 4, p. 359-362, Jul./Aug. 1999b.

POLYZOIS, G. L. et al. Physical properties of a silicone prosthetic elastomer stored in simulated skin secretions. J. Prosthet. Dent., v. 83, n. 5, p. 572-577, May 2000.

REZENDE, J. R. V. Alterações de dimensão linear e de dureza Shore A em função do envelhecimento e da inclusão de tela de “nylon”. Rev. Fac. Odontol. Univ. São Paulo, v. 13, n. 1, p. 45-54, 1975.

REZENDE, J. R. V. Fundamentos da prótese buco-maxilo-facial. São Paulo: Sarvier, 1997. 212 p.

REZENDE, J. R.V.; MARINGONI FILHO, N. Novo material para prótese facial. Quintessência, v. 6, n. 5, p.73-78, 1979.

REZENDE, J. R. V.; OLIVEIRA, J. A. P. Alterações de contração e de dureza Shore A do P.V.C. Cordo em função do tipo de plastificante e do envelhecimento. Rev. Fac. Odontol. Univ. São Paulo, v. 14, n. 2, p. 239-244, 1976.

REZENDE, J. R. V.; OLIVEIRA, J. A. P.; DIAS, R. B. Prótese buco-maxilo-facial: conceitos básicos e práticas de laboratório. São Paulo: Sarvier, 1986. 105 p.

ROBERTS, A. C. Survey of facial prosthesis materials. Dent. Technol., v. 10, n. 12, p. 112-118, 1957.

ROWE, A. H. R.; FORREST, J. O. Dental impressions: the probability of

contamination and a method of disinfection. Br. Dent. J., v. 145, n. 6, p. 184-186, Sep. 1978.

RUNTE, C. et al. Optical data acquisition for computer-assisted design of facial prostheses. Int. J. Prosthodont., v. 15, n. 2, p. 129-132, Apr./Mar. 2002.

SABOYA, A. C. L. Estudo comparativo da liberação de ácido acético em três marcas comerciais de silicones de fabricação nacional com vistas ao uso em somatopróteses. 1990. 82 f. Dissertação (Mestrado em Clínicas Odontológicas) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1990.

SABOYA, A. C. L. et al. Avaliação da dureza "Shore A" e da resistência ao rasgamento de alguns silicones acéticos modificados para uso em prótese facial. Rev. Odontol. Univ. São Paulo, v. 11, n. 2, p. 93-97, Abr./Jun. 1997.

SANCHEZ, R. A. et al. Comparison of the physical properties of two types of polydimethyl siloxane for fabrication of facial prostheses. J. Prosthet. Dent., v. 67, n. 5, p. 679-682, May 1992.

SCHAAF, N. G. Color characterizing silicone rubber facial prostheses. J. Prosthet. Dent., v. 24, n. 2, p. 198-202, Aug. 1970.

SWEENEY, W. T. et al. Evaluation of improved maxillofacial prosthetic materials. J. Prosthet. Dent., v. 27, n. 3, p. 297-305, Mar. 1972.

TRAN, N. H.; SCARBECZ. M; GARY, J. J. In vitro evaluation of color change in maxillofacial elastomer through the use of an ultraviolet light absorber and a hindered amine light stabilizer. J. Prosthet. Dent., v. 91, n. 5, p. 483-490, May 2004.

VERES, E. M.; WOLFAARDT, J. F.; BECKER, P. J. An avaluation of the surface characteristics of a facial prosthetic elastomer. Part I: review of the literature on the surface characteristics of dental materials with maxillofacial prosthetic application. J. Prosthet. Dent., v. 63, n. 2, p. 193-197, Feb. 1990.

WOLFAARDT, J. F.; CHANDLER, H. D.; SMITH, B. A. Mechanical properties of a new facial prosthetic material. J. Prosthet. Dent., v. 53, n. 2, p. 228-234, Feb. 1985.

YU, R.; KORAN III, A.; CRAIG, R. G. Physical properties maxillofacial elastomers under conditions of accelerated aging. J. Dent. Res., v. 59, n. 6, p. 1041-1047, Jun. 1980a.

YU, R.; KORAN III, A.; CRAIG, R. G. Physical properties of a pigmented silicone maxillofacial material as a function of accelerated aging. J. Dent. Res., v. 59, n. 7, p. 1141-1148, Jul. 1980b.