



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS DENTÁRIOS E PRÓTESE



CARLA MARIA DE ALMEIDA PRADO MAGDALENA

**AVALIAÇÃO DA COR, DUREZA SHORE A, RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE,
PROPRIEDADES MICROESTRUTURAIS, RESISTÊNCIA À TRAÇÃO E
RESISTÊNCIA AO RASGAMENTO DE DOIS SILICONES PARA PRÓTESE
FACIAL APÓS PIGMENTAÇÃO, PROTOCOLOS DE HIGIENE E EXPOSIÇÃO AO
ENVELHECIMENTO**

RIBEIRÃO PRETO

2023

CARLA MARIA DE ALMEIDA PRADO MAGDALENA

AVALIAÇÃO DA COR, DUREZA SHORE A, RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE, PROPRIEDADES MICROESTRUTURAIS, RESISTÊNCIA À TRAÇÃO E RESISTÊNCIA AO RASGAMENTO DE DOIS SILICONES PARA PRÓTESE FACIAL APÓS PIGMENTAÇÃO, PROTOCOLOS DE HIGIENE E EXPOSIÇÃO AO ENVELHECIMENTO

VERSÃO CORRIGIDA

(Versão original encontra-se na unidade que aloja o Programa de Pós-graduação)

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor, junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia (Reabilitação Oral) do Departamento de Materiais Dentários e Prótese.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Prof^a Dr^a Cláudia Helena Lovato da Silva.

RIBEIRÃO PRETO

2023

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Magdalena, Carla Maria de Almeida Prado

Avaliação da cor, dureza shore A, rugosidade de superfície, propriedades microestruturais, resistência à tração e resistência ao rasgamento de dois silicones para prótese facial após pigmentação, protocolos de higiene e exposição ao envelhecimento. Ribeirão Preto, 2023.

132p.; 20il.; 30cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Versão corrigida da Tese. A versão original encontra-se disponível na unidade que aloja o Programa de Pós-graduação.

Orientadora: Silva-Lovato, Cláudia Helena

1. Prótese maxilofacial. 2.Silicone. 3.Pigmentação. 4.Desinfecção. 5.Envelhecimento. 6.Propriedades de Superfície. 7.Testes Mecânicos. 8.Propriedades Físicas. 9.Propriedades Químicas.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Carla Maria de Almeida Prado Magdalena

Avaliação da cor, dureza shore A, rugosidade de superfície, propriedades microestruturais, resistência à tração e resistência ao rasgamento de dois silicones para prótese facial após pigmentação, protocolos de higiene e exposição ao envelhecimento

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor, junto ao Departamento de Materiais Dentários e Prótese.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Data da defesa: ____/____/2023

Banca Examinadora

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

Aos meus pais, Cássia e Jerônimo

Por fazerem da família e dos filhos suas prioridades. Muitas vezes abdicando de seus próprios sonhos para nos ajudar a alcançar os nossos. Dentro de suas imperfeições, vocês sempre buscaram ser bons exemplos, nos ensinando sobre a confiança em Deus e a grandeza da união, do respeito e do amor entre a família! Obrigada por, junto comigo, sonharem e desejarem minha plena realização pessoal e profissional.

O que sou, devo a vocês!

Aos meus amados irmãos, João Paulo, João Pedro, João Felipe (in memoriam), Maria Clara e João Francisco

Quem nos conhece sabe o quão incomum é a nossa história, mas já disse e repito, “Eu escolheria vocês em cem vidas. E eu escolheria vocês em cem mundos. Em qualquer versão da realidade eu os encontraria e os escolheria”. Obrigada por todo companheirismo, incentivo, alegrias e dificuldades da convivência em família. Por nunca me sentir sozinha e saber que sempre os terei ao meu lado.

Ao nosso amado João Felipe, o que fica é uma imensa saudade. Mesmo sem sua presença física você sempre estará em nossos corações e será nossa luz na busca de sermos pessoas e profissionais cada dia melhores.

Aos meus sobrinhos queridos, João Miguel, João Gabriel e Davi

Que vocês continuem crescendo na graça de Deus e nos transbordando de amor.

A família é a raiz de quem somos. Reflete todo ensinamento e amor que recebemos. Nenhuma palavra é suficiente para definir o amor e gratidão que sinto por vocês! Obrigada pelo amor incondicional!

A vocês, meu bem mais precioso, dedico este trabalho!

Agradecimento Especial

A minha querida orientadora Prof.^a Cláudia Helena Lovato da Silva,

Você é um exemplo de profissional, que de maneira amável e cuidadosa faz a diferença na vida de seus alunos e pacientes.

Que Deus continue abençoando infinitamente a sua vida e a sua vocação.

Obrigada por toda confiança e respeito durante esses anos.

Minha gratidão e admiração!

Agradecimentos

A Deus pela benção da vida. Por se fazer presente, principalmente nas horas difíceis. E por todas as oportunidades concedidas e confiadas a mim.

Aos amigos, antigos e novos, obrigada por toda cumplicidade, apoio e incentivo. Por estarem presentes nos bons e maus momentos.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes), pela oportunidade e pelo auxílio financeiro concedido.

A Universidade de São Paulo, pela excelência na formação acadêmica de seus alunos e por todas as oportunidades desde a Graduação.

A Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, representada na pessoa do Prof. Dr. Paulo Nelson Filho, por todas as oportunidades e infraestrutura disponível para a realização do nosso trabalho.

Ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, representado na pessoa da Prof.^a Dr.^a Andréa Cândido dos Reis, pelo excelente programa e a busca para sempre atingir níveis ainda mais altos de excelência.

Aos Professores do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, por toda dedicação e empenho para com o Programa e seus alunos, por todo conhecimento compartilhado.

Aos colegas do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, pelos momentos de convivência, todo crescimento intelectual, profissional e pessoal adquirido nesses anos.

A todos os funcionários do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, por proporcionarem um ambiente acolhedor para a convivência diária e organizado para a realização dos trabalhos.

Ao Prof^o Dr^o Gregoire Jean Francois Demets pela parceria e disponibilidade para a realização dos ensaios de caracterização microestrutural dos materiais e orientação sobre a interpretação dos dados.

Resumo

RESUMO

MAGDALENA, C. M. A. P. Avaliação da cor, dureza Shore A, rugosidade de superfície, características microestruturais, resistência à tração e resistência ao rasgamento de dois silicões para prótese facial após pigmentação, protocolos de higiene e exposição ao envelhecimento. 2023. Tese (Doutorado Odontologia (Reabilitação Oral), Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo.

Este estudo avaliou a cor, dureza Shore A, rugosidade de superfície, características microestruturais, resistência à tração e resistência ao rasgamento de dois silicões para prótese facial após pigmentação, protocolos de higiene e exposição ao envelhecimento. Corpos de prova de silicões MDX4-4210 e Silpuran 2420 em formato circular (n= 135; Ø12mm × 3mm), de halter (n= 180; ISO 2005) ou “calça” (n=180; ISO 2004) incolor (SP), com pigmentação intrínseca (PI) ou com pigmentação intrínseca+extrínseca (PIE) foram lavados com sabão neutro (1x ao dia) ou lavados com sabão neutro (1x ao dia) e imersos (1x por semana) em peróxido de hidrogênio a 2% ou triclosan a 0,15%, por 6 meses consecutivos (T1). Após, os espécimes circulares foram expostos ao envelhecimento acelerado por luz ultravioleta simulando 6 meses (T2). As características microestruturais foram determinadas por espectroscopia de infravermelho com transformada de Fourier, calorimetria diferencial de varredura e análise termogravimétrica. A alteração de cor, dureza shore A, rugosidade de superfície e caracterização microestrutural foram avaliadas em T0, T1 e T2; resistência à tração e resistência ao rasgamento foram avaliadas em T0 e T1. Os dados de alteração de cor e dureza Shore A foram analisados pelo Wald test com medidas repetidas; rugosidade de superfície, resistência à tração e resistência ao rasgamento foram analisados pelo teste Anova, com intervalo de confiança de 95%. Os resultados da caracterização microestrutural foram apresentados em tabelas e figuras. A mudança de cor (MDX4-4210: p=0,020; Silpuran 2420: p<0,001), dureza Shore A (MDX4-4210: p<0,001; Silpuran 2420: p<0,001), rugosidade da superfície (MDX4-4210: p<0,001; Silpuran 2420: p<0,001), resistência à tração (Silpuran 2420: p<0,001) e resistência ao rasgamento (MDX4-4210: p<0,001; Silpuran 2420: p<0,001) foram influenciados pela interação entre todos os fatores. A resistência à tração do silicone MDX4-4210 sofreu influência dos protocolos de higiene (p<0,001). As curvas termogravimétricas mostraram um processo de decomposição com 300 °C. As amostras geraram resíduo de SiO₂ e SiC e a temperatura foi semelhante entre os grupos de pigmentação (SP = 562 °C; PI = 563 °C; PII = 566 °C); não houve diferença entre T0 e T1 (554 °C) e em T2 houve maior estabilidade (582 °C). Informações similares foram obtidas para espectroscopia vibracional. Ambos os materiais com pigmentação intrínseca apresentaram valores dentro da faixa clinicamente aceitável, independente do tempo e protocolo de higiene. Os dois silicões dos grupos de pigmentação intrínseca+extrínseca apresentaram mudança de dureza Shore A menor ou igual aos grupos de pigmentação intrínseca e a menor mudança de rugosidade ao final do experimento para todos os protocolos de higiene quando comparados com o período de uso da higiene protocolo. Os silicões apresentaram comportamentos diferentes para a resistência à tração, porém, os valores apresentados parecem ser superiores aos necessários para remoção da prótese de sua posição. Os fatores aplicados promoveram a manutenção ou aumento da resistência ao rasgamento após o período avaliado. As características microestruturais mostraram que os dois silicões são semelhantes em sua composição química e que sofrem degradação em temperaturas acima de 300° C, independentemente dos fatores de variação.

Palavras-chave: Prótese maxilofacial. Silicone. Pigmentação. Desinfecção. Envelhecimento. Propriedades de Superfície. Testes Mecânicos. Propriedades Físicas. Propriedades Químicas.

Abstract

ABSTRACT

MAGDALENA, C. M. A. P. Evaluation of color, Shore A hardness, surface roughness, microstructural characterization, tensile strength and tear strength of two silicones for maxillofacial prosthesis after pigmentation, hygiene protocols and aging exposure. 2023. Thesis (Doctorate in Dentistry (Oral Rehabilitation), School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, São Paulo.

This study evaluated the color, Shore A hardness, surface roughness, microstructural properties, tensile strength and tear strength of two maxillofacial silicones after pigmentation, hygiene protocols and aging exposure. Specimens with MDX4-4210 and Silpuran 2420 silicone was made in circular (n= 135; Ø12mm × 3mm), halter (n= 180; ISO 2005) or “paint” shape (n=180; ISO 2004) colorless (WP), with pigmentation intrinsic (IP) or with intrinsic+extrinsic pigmentation (IEP). They were washed with mild soap (once a day) or washed with mild soap (once a day) and immersed (once a week) in hydrogen peroxide at 2% or triclosan 0.15%, for 6 consecutive months (T1). Afterwards, the circular specimens were exposed to accelerated aging by ultraviolet light simulating 6 months (T2). The microstructural characterization were determined by Fourier transform infrared spectroscopy, differential scanning calorimetry and thermogravimetric analysis. The color change, shore A hardness, surface roughness and microstructural analysis were evaluated at T0, T1 and T2 and tensile strength and tear strength were evaluated at T0 and T1. Color change and Shore A hardness data were analyzed by the Wald test with repeated measurements; surface roughness, tensile strength and tear strength were analyzed by the Anova test, with 95% confidence interval. The results of the microstructural characterization were presented in tables and figures. Color change (MDX4-4210: p=0.020; Silpuran 2420: p<0.001), Shore A hardness (MDX4-4210: p<0.001; Silpuran 2420: p<0.001), surface roughness (MDX4-4210: p<0.001; Silpuran 2420: p<0.001), tensile strength (Silpuran 2420: p<0.001) and tear strength (MDX4-4210: p<0.001; Silpuran 2420: p<0.001) were influenced by the interaction between all the factors. MDX4-4210 silicone tensile strength was influenced by hygiene protocols (p<0.001). The thermogravimetric curves showed a decomposition process at 300 °C. The samples generated SiO₂ and SiC residue and the temperature was similar between the staining groups (WP = 562 °C; IP = 563 °C; IEP = 566 °C); there was no difference between T0 and T1 (554 °C) and at T2 there was greater stability (582 °C). Similar information was obtained for vibrational spectroscopy. Both materials with intrinsic pigmentation showed values within the clinically acceptable range, regardless of time and hygiene protocol. The two silicones from the intrinsic+extrinsic pigmentation groups showed a change in Shore A hardness less than or equal to the intrinsic pigmentation groups and the lowest change in roughness at the end of the experiment for all hygiene protocols when compared to the period of use of the hygiene protocol. The silicones showed different behavior for tensile strength, however, the values presented seem to be higher than those are necessary to remove the prosthesis from its position. The applied factors promoted the maintenance or increase of tear resistance after the evaluated period. The microstructural characteristics showed that the two silicones are similar in their chemical composition and that they suffer degradation at temperatures above 300° C, regardless of the variation factors.

Keywords: Maxillofacial prosthesis. Silicone. Pigmentation. Disinfection. Aging. Surface Properties. Mechanical Tests. Physical properties. Chemical properties.

Lista de Figuras

Figura 1 – Fluxograma dos grupos e número de corpos de prova para avaliação da alteração de cor, dureza shore A e rugosidade de superfície.

Figura 2 – Fluxograma dos grupos e número de corpos de prova para avaliação da resistência à tração e resistência ao rasgamento.

Figura 3 – Silicone MDX4-4210.

Figura 4 – Silicone Silpuran 2420.

Figura 5 – Balança de precisão.

Figura 6 – Espatulador à vácuo.

Figura 7 – Placa de Teflon.

Figura 8 – Panela pneumática.

Figura 9 – Estufa de secagem.

Figura 10 – Kit Silc Pig.

Figura 11 – Cortador circular.

Figura 12 – Representação esquemática dos corpos de prova circulares.

Figura 13 – Corpos de prova para ensaio de alteração de cor, dureza shore A e rugosidade de superfície. A: incolor; B: pigmentação intrínseca; C: pigmentação intrínseca + extrínseca.

Figura 14 – Representação esquemática dos corpos de prova em halter.

Figura 15 – Corpos de prova para ensaio de resistência a tração.

A: incolor; B: pigmentação intrínseca; C: pigmentação intrínseca e extrínseca.

Figura 16 – Representação esquemática dos corpos de prova em “calça”.

Figura 17 – Corpos de prova para ensaio de resistência ao rasgamento.

Figura 18 – Comparação das médias (desvio-padrão) da resistência à tração do silicone MDX4-4210 sob influência dos protocolos de higiene.

Figura 19 – Curvas do ensaio de espectroscopia vibracional na região do infravermelho (FTIR) dos grupos avaliados (Incolor-SP, PI e PII) para os silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

Figura 20 – Curvas do ensaio de espectroscopia vibracional na região do infravermelho (FTIR) dos tempos avaliados (T0, T1 e T2) para os silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Comparação das médias (desvio-padrão) da influência da interação Tempo vs Pigmentação vs Protocolos de higiene sobre a alteração de cor dos silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

Tabela 2 – Valores das médias (desvio padrão) de alteração de cor na escala NBS para os silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

Tabela 3 – Valores das médias (desvio padrão) de dureza shore A para os silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

Tabela 4 – Comparação das médias (desvio-padrão) da influência da interação Tempo vs Pigmentação vs Protocolos de higiene sobre dureza Shore A (shore A) dos silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

Tabela 5 – Comparação das médias (desvio-padrão) da influência da interação Tempo vs Pigmentação vs Protocolos de higiene sobre a rugosidade de superfície (μm) dos silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

Tabela 6 – Médias (desvio-padrão) da resistência à tração (N/mm^2) do silicone MDX4-4210 e comparação estatística das médias (desvio-padrão) da resistência à tração (N/mm^2) do silicone Silpuran 2420.

Tabela 7 – Comparação das médias (desvio-padrão) da resistência ao rasgamento (N/mm) dos silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

Tabela 8 – Valores das temperaturas dos picos das curvas termoanalíticas dos ensaios de Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) e Termogravimetria (TGA) do silicone MDX4-4210 e Silpuran 2420 nos períodos avaliados (T0, T1, T2).

Sumário

1.	INTRODUÇÃO	39
2.	PROPOSIÇÃO	45
3.	MATERIAIS E MÉTODOS	
3.1	Desenho Experimental	51
3.2	Confeção dos corpos de prova	
3.2.1	Corpos de prova para os ensaios de alteração de cor, dureza Shore A, rugosidade de superfície e caracterização microestrutural	55
3.2.2	Corpos de prova para o ensaio de resistência a tração	55
3.2.3	Corpos de prova para o ensaio de resistência ao rasgamento	56
3.3	Protocolos de higiene	57
3.4	Envelhecimento acelerado por Luz Ultravioleta (UV)	58
3.5	Desfechos	
3.5.1	Alteração de cor	58
3.5.2	Dureza Shore A	58
3.5.3	Rugosidade de superfície	59
3.5.4	Resistência à tração	59
3.5.5	Resistência ao rasgamento	59
3.5.6	Espectrometria vibracional na região do infravermelho - FTIR	60
3.5.7	Calorimetria Exploratória Diferencial - DSC	60
3.5.8	Termogravimetria - TGA	61
3.6	Análise dos Dados	61
4.	RESULTADOS	
4.1	Alteração de cor	65
4.2	Dureza Shore A	67
4.3	Rugosidade de superfície	70
4.4	Resistência à tração	72
4.5	Resistência ao rasgamento	73
4.6	Caracterização microestrutural	74
5.	DISCUSSÃO	79
6.	CONCLUSÃO	91
7.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	95
8.	APÊNDICE	109

1. Introdução

A face e seus traços caracterizam uma pessoa quanto às suas individualidades e capacidade de comunicação, seja ela verbal com a exteriorização de opiniões ou através da expressão de suas vivências (Silva et al., 2000; Cardoso et al., 2007). Quando alguma injúria acomete a face de um indivíduo, além do evidente prejuízo estético e funcional, ela também acarreta problemas psicossociais, de autoaceitação e de convívio social, levando muitas vezes esse paciente a estados de depressão e isolamento (Pine; Pine, 2020; Heindl et al., 2021).

A etiologia das deformidades faciais pode estar relacionada à traumas, defeitos congênitos ou patologias e quando as deformidades não podem ser reconstruídas cirurgicamente, a reabilitação protética torna-se uma opção viável (Dos Santos et al., 2018). Assim, o tratamento reabilitador com uma equipe multiprofissional, da qual o cirurgião dentista especialista em prótese bucomaxilofacial deve participar (Pine; Pine, 2020; Heindl et al., 2021) é imprescindível para o sucesso da reabilitação.

A exigência estética para a reabilitação protética da região de cabeça e pescoço é extremamente importante. Para que as próteses cumpram seu papel de restaurar a estética facial, proteger os tecidos adjacentes, restabelecer a autoestima e reinserir o paciente na sociedade, elas devem apresentar características como bordas finas e bem adaptadas aos tecidos adjacentes, acompanhar os movimentos faciais, apresentar forma, textura e cor semelhantes à face do indivíduo (Andres; Haug, 2000; Goiato et al., 2009a; Becker et al., 2017; Şahan; Eskiizmir; Ateş, 2018). Estas características estão relacionadas à técnica de confecção e, em grande parte, ao material utilizado.

A literatura aponta a utilização de diversos materiais e técnicas de confecção para a reabilitação de defeitos da face (Kelley, 1971; Fonseca; Rode; Rosa, 1973; Cain, 1982; Fonseca; Rose, 1987; den Tonkelaar; Henkes; van Leersum, 1991; Dootz; Koran; Craig, 1994; Varella; Oliveira, 1994; Perrone et al., 1996; Gunay et al., 2008; Eleni et al., 2009; Guiotti; Goiato; dos Santos, 2010ab). Os materiais mais citados são resinas acrílicas, copolímeros, polímeros de vinil, elastômeros de poliuretano e elastômeros de silicone (Huber; Studer, 2002; Goiato et al., 2010a, Eleni et al., 2013ab; Goiato et al., 2014; Pinheiro et al., 2014; Hatamleh et al., 2016; Pinheiro et al., 2018).

Atualmente, os materiais mais utilizados para a confecção das próteses faciais são a resina acrílica termopolimerizável e os silicones polimerizados por calor (HTV) ou à temperatura ambiente (RTV) (Eleni et al., 2013a; Goiato et al., 2014; Pinheiro et al., 2014; Hatamleh et al., 2016; Pinheiro et al., 2018; de Caxias et al., 2019). A resina acrílica, sendo um material muito utilizado pelos cirurgiões dentistas, encontra-se disponível no mercado em grande quantidade e as próteses confeccionadas com esse material apresentam boa

durabilidade, são passíveis de pigmentação e apresentam um menor custo quando comparadas ao silicone. Entretanto, a resina acrílica é um material rígido, que, portanto, não é capaz de mimetizar os tecidos faciais do indivíduo.

O silicone apresenta-se como um material com características mais próximas à de um material ideal uma vez que sua textura e flexibilidade favorecem a mimetização da pele do indivíduo, proporciona próteses leves e é passível de pigmentação (Moore et al., 1977; Haug; Andres; Moore, 1999; Hatamleh; Watts, 2010ab; Mitra et. al., 2014; Shilpa et. al., 2014; Nair; Saratchandran, 2022). Entretanto, devido às alterações das propriedades do silicone ao longo do tempo, sua vida útil é curta, exigindo a troca da prótese após um curto período (Hatamleh et al., 2010; Hatamleh et al, 2016; Abdullah; Abdul-Ameer, 2018; Cifter et al., 2019; Rahman et al., 2019; Gupta et al., 2021; Nair; Saratchandran, 2022). As principais alterações ocorrem com a cor, adaptação das bordas e textura da superfície e podem ser atribuídas às características intrínsecas do material, instabilidade dos corantes e técnica de processamento, bem como à fatores ambientais como exposição a luz do sol, umidade, calor e poluição, ou a fatores pessoais como produção de secreções e fluídos corporais, hábitos de higiene e uso de agentes adesivos (Hatamleh et al., 2011; Kantola et al., 2013; Nguyen et al., 2013; Mehta; Nandeeshwar, 2017; Farah; Sherriff; Coward, 2018; Chamaria et al., 2019; Cifter et al., 2019; Gupta et al., 2021).

A literatura indica que a vida útil das próteses de silicone pode variar entre 6 a 24 meses, porém o período máximo de estabilidade de cor da prótese varia de 8 a 12 meses, dependendo do silicone utilizado, devendo a prótese ser trocada, idealmente, a cada 10 meses para melhor aceitação dos pacientes (Abdullah; Abdul-Ameer, 2018; Cifter et al., 2019; Gupta et al., 2021; Nair; Saratchandran, 2022).

Um levantamento bibliográfico para os últimos 12 anos, revela a existência de vários estudos sobre as propriedades de silicões para a área de prótese bucomaxilofacial demonstrando a conscientização dos pesquisadores e o desenvolvimento contínuo das pesquisas nessa área. Dentre as propriedades avaliadas estão estabilidade de cor, dureza Shore A, rugosidade de superfície, resistência ao rasgamento e resistência à tração. A fim de aperfeiçoar ou manter as propriedades dos materiais, os fatores de variação comumente empregados nos estudos são envelhecimento acelerado, agentes de pigmentação e métodos de limpeza e desinfecção, incorporação de nano-óxidos e opacificadores (Kiat-amnuay et al., 2009; Goiato et al., 2010ab; Guiotti; Goiato; dos Santos, 2010ab; Han et al., 2010; Hatamleh; Watts, 2010ab; Goiato et al., 2011; Haddad et al., 2011ab; Hatamleh; Watts, 2011; Hatamleh et al., 2011; Maida et al., 2011; Pesqueira et al., 2011; Pinheiro et al., 2011; Eleni et al., 2013ab; Kantola et al., 2013; Nguyen et al., 2013; Eleni et al., 2014; Pinheiro et al., 2014; Al-Harbi et al., 2015; Ariani

et al., 2015; Griniari; Polyzois; Papadopoulos, 2015; Anitha et al., 2016; Guiotti et al., 2016ab; Hatamleh et al., 2016; Brandão et al., 2017; Cevik; Eraslan; 2017; Cevik; Yildirim-Bicer, 2017; Mehta; Nandeeshwar, 2017; Abdullah; Abdul-Ameer, 2018; Babu; Manju, Gopal; 2018; Bibars et al., 2018; Farah; Sherriff; Coward, 2018; Meran et al., 2018; Pinheiro et al., 2018; Shakir; Abdul-Ameer, 2018; Shihab; Abdul-Ameer, 2018; Tetteh; Bibb; Martin, 2018; Bishal et al., 2019; Chamaria et al., 2019; Cifter et al., 2019; El Afandy; Fawzy, 2019; Miranda et al., 2019; Abdul-Ameer, 2020; Cruz et al., 2020; Sonnahalli; Chowdhary, 2020; de Azevedo et al., 2022; Güngör et al., 2021; Gupta et al. 2021; Malateaux et al., 2021; Rashid et al., 2021; Abdalqadir; Faraj; Azhdar, 2022; Al-Naser; Abdul-Ameer, 2022; Kanakaraj et al., 2022; Nair; Saratchandran, 2022; Zarrati et al., 2022).

Dentre as causas das alterações das propriedades dos silicones, aquelas que poderiam ser controladas pelo protesista e usuário da prótese estão relacionadas ao procedimento de pigmentação do silicone, necessário para obter a estética da prótese e, às orientações e métodos indicados para higienização/desinfecção das próteses.

A pigmentação intrínseca é realizada com a adição de pigmentos corantes na pasta base do silicone durante o preparo, antes da mistura com o componente catalisador. A pigmentação extrínseca consiste na pintura da superfície da prótese, após a polimerização do material (Pinheiro et al., 2014; dos Santos et al., 2018; Pinheiro et al., 2018; Abdul-Ameer, 2020; Gupta et al., 2021). Existem diferentes tipos de pigmentos para pigmentações intrínsecas e extrínsecas, os quais podem ser cerâmicos, pigmentos de silicone, pó de maquiagem e óxidos empregados em protetores solares (Bankoglu et al., 2013; Kantola et al., 2013; Farah et al., 2018; Pinheiro et al., 2018; Bishal et al., 2019). Dentre os métodos de higiene para silicones podem ser citados métodos mecânicos como escovação, métodos físicos como uso de micro-ondas e luz ultravioleta C e métodos químicos com o uso de clorexidina em diferentes concentrações, extratos naturais, peróxidos, hipoclorito de sódio, sabão e probióticos, (Eleni et al., 2013; Ariani et al., 2015; Guiotti et al., 2016a,b; Babu et al., 2018; Pinheiro et al., 2018; Tetteh et al., 2018; Chamaria et al., 2019; Miranda et al., 2019; Sahal et al., 2020; de Azevedo et al., 2022; Mat-Rani et al., 2021; Mataleaux et al., 2021).

A comparação direta entre os resultados desses estudos é difícil devido às diversas metodologias, número de corpos de prova, marcas de materiais, tipo de pigmento, métodos de higiene e envelhecimento, mas as conclusões indicam que ainda não existe uma combinação ideal entre silicone/pigmentação/método de higiene (Halameh et al., 2016; Gupta et al., 2021). Portanto, é fundamental o conhecimento das características, propriedades e composição que um material ideal deve apresentar (Bulbulian, 1965), pois assim, os avanços tecnológicos e das

pesquisas podem viabilizar o aprimoramento e desenvolvimento desses materiais afim de serem aplicados na área. É desejável que o material reabilitador ideal apresente, estabilidade de cor ao longo do tempo, baixa rugosidade de superfície, dureza compatível aos tecidos faciais, alta resistência à tração e rasgamento, afim de resistir a rotina de uso da prótese e evitar sua ruptura (Nguyen et al., 2013; Shakir; Abdul-Ameer, 2018; Shihab; Abdul-Ameer, 2018). É importante que o pigmento seja compatível com o silicone e com a pele do paciente e tenha estabilidade ao longo do tempo, bem como o método de higiene deve ser de fácil acesso, de baixo custo, inerte ao silicone e eficiente contra o biofilme.

Com relação ao método de higiene, soluções como peróxido de hidrogênio e triclosan têm mostrado boa capacidade no controle do biofilme. O peróxido de hidrogênio promove a liberação de oxigênio que solta detritos e remove manchas leves (Ferreira et al., 2009) e a produção de radicais hidroxila livres causa a oxidação da membrana de DNA, proteínas e lipídios dos microrganismos (Linley et al., 2012). O triclosan apresenta resultados promissores no controle do biofilme das próteses totais e sua ação antimicrobiana ocorre por lise celular afetando a síntese de RNA e proteínas (Stewart et al., 1999; Araújo et al., 2021) Esses agentes são de fácil acesso e baixo custo, portanto, uma vez comprovada a ausência de efeitos adversos quando usados com silicone, poderiam ser indicados para uso rotineiro pelo paciente.

Além dos fatores relacionados às propriedades físicas e mecânicas dos silicões, em alguns países como o Brasil, onde não há a fabricação dos silicões médicos específicos para próteses faciais, os profissionais enfrentam dificuldades com o alto custo, prazos e burocracias na importação. Portanto, pesquisas em busca de materiais com propriedades mecânicas e físicas como dureza, rugosidade, resistência à tração, resistência ao rasgamento, alteração de cor, de fácil acesso e menor custo são de grande relevância, uma vez que pode resultar em maior acessibilidade para os pacientes. Assim, é prerrogativa desta pesquisa buscar uma alternativa disponível no mercado nacional para uso em larga escala na correção de deformidades faciais, por meio da análise da dureza Shore A, rugosidade de superfície, resistência à tração, resistência ao rasgamento e alteração de cor frente à desinfecção e envelhecimento acelerado.

2. Proposição

Objetivos gerais:

Este estudo teve como objetivo avaliar a cor, dureza Shore A, rugosidade de superfície, características microestruturais, resistência à tração e resistência ao rasgamento de dois silicones para prótese facial após pigmentação, protocolos de higiene e exposição ao envelhecimento.

Objetivos específicos:

1. Avaliar a alteração de cor, dureza Shore A, rugosidade de superfície, resistência à tração e resistência ao rasgamento do silicone Silpuran 2420 e do silicone médico MDX4-4210 com pigmentação intrínseca ou pigmentação intrínseca e extrínseca, quando submetidos a 3 protocolos de higiene e ao envelhecimento.
2. Analisar as características microestruturais, por meio de espectroscopia no infravermelho, calorimetria exploratória diferencial e termogravimetria, do silicone Silpuran 2420 e do silicone médico MDX4-4210 com pigmentação intrínseca ou pigmentação intrínseca e extrínseca, quando submetidos ao envelhecimento.

A hipótese nula assumiu que a pigmentação, protocolos de higiene e envelhecimento não causariam alterações significativas nos silicones avaliados.

3. Materiais e Métodos

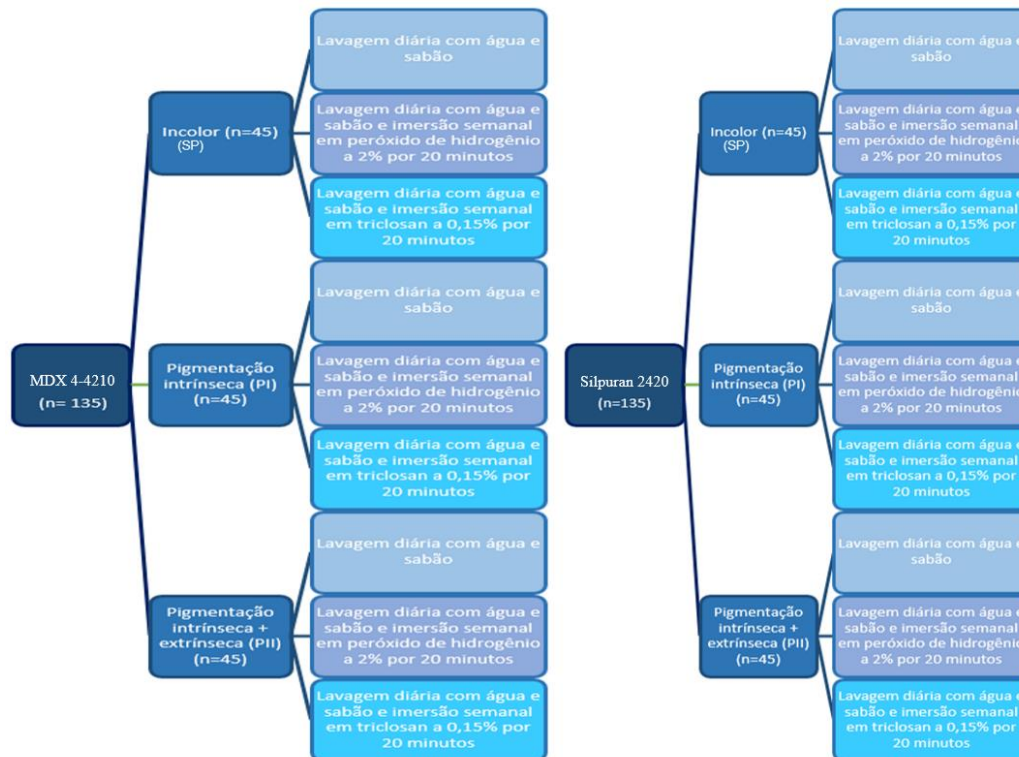
3.1 Delineamento experimental

No presente estudo foram avaliados dois silicones, o silicone Silastic® MDX4-4210 (BioMedical Grade Elastomer, Dow-Corning, EUA) e o silicone Silpuran 2420 (Wacker Chemie AG, München, distribuído por Dim Clay, São Paulo, São Paulo, Brasil). As variáveis de resposta quantitativa foram alteração de cor, dureza Shore A, rugosidade de superfície, resistência à tração e resistência ao rasgamento e a caracterização microestrutural foram, espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier, análise termogravimétrica e calorimetria exploratória diferencial.

Todas as variáveis foram avaliadas frente a 3 fatores de variação: pigmentação (incolor - SP, intrínseca - PI e intrínseca + extrínseca - PII); protocolos de higiene (lavagem com sabão neutro - controle, lavagem com sabão neutro e imersão em peróxido de hidrogênio a 2% - H₂O₂2% ou lavagem com sabão neutro e imersão em triclosan a 0,15% - T0,15%) e tempo de análise. Para alteração de cor, dureza Shore A, rugosidade de superfície e caracterização microestrutural, as mensurações foram realizadas imediatamente após a obtenção dos espécimes (T0), após 6 meses contínuos de aplicação dos protocolos de higiene (T1) e após a simulação de 6 meses de envelhecimento acelerado por luz ultravioleta, UV (T2). As variáveis de resistência à tração e resistência ao rasgamento foram avaliadas em T0 e T1.

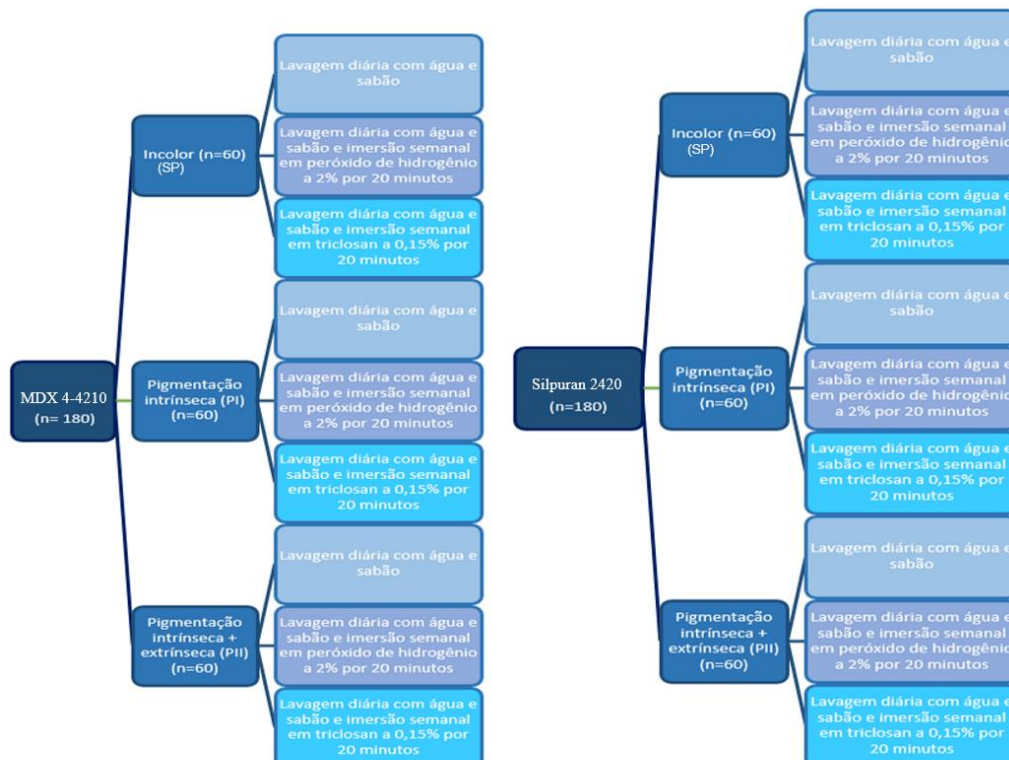
A figura 1 apresenta o fluxograma com a formação dos grupos para avaliação da alteração de cor, dureza shore A e rugosidade de superfície. A figura 2 apresenta o fluxograma para a formação dos grupos para avaliação da resistência à tração e resistência ao rasgamento.

Figura 1 – Fluxograma dos grupos e número de corpos de prova para avaliação da alteração de cor, dureza shore A e rugosidade de superfície.



Fonte: Própria

Figura 2 – Fluxograma dos grupos e número de corpos de prova para avaliação da resistência à tração e resistência ao rasgamento.



Fonte: Própria

Os ensaios de alteração de cor, dureza shore A e rugosidade de superfície foram realizados nos mesmos corpos de prova. Como os ensaios de resistência à tração e resistência ao rasgamento são destrutivos, os ensaios foram realizados com 15 corpos de prova imediatamente após a obtenção e em outros 45 (n = 15 por grupo), após o período experimental.

3.2 Confeção dos corpos de prova

Os dois silicones são compostos por pasta base e pasta catalisadora e a proporção para manipulação foi de 1:10 e 1:1 para o silicone MDX 4-42140 (Figura 3) e silicone Silpuran 2420 (Figura 4), respectivamente.

Figura 3 – Silicone MDX 4-4210



Fonte: Própria

Figura 4 – Silicone Silpuran 2420



Fonte: Própria

Os materiais foram pesados em balança de precisão (Figura 5; Mettler Toledo GmbH, Laboratório e Tecnologias de Pesagem, Greifensee, Suíça) e manipulados em espatulador a vácuo por 120 segundos (Figura 6; Turbomix, EDG, São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil) para evitar a incorporação de ar à mistura. Em seguida, com o auxílio de espátula 36, os materiais foram distribuídos em uma placa de Teflon contendo 4 moldes com as dimensões de 7,5 x 3,5 x 3,0 cm (Figura 7) para obtenção de um lençol de silicone.

O conjunto foi levado para o interior de uma panela pneumática (Figura 8) por 15 minutos com pressão de 20 libras para eliminação de possíveis bolhas. Em seguida, os moldes preenchidos com silicone foram levados em estufa a 100° C por 1 hora para polimerização (Figura 9). Dessa forma, foram obtidos os corpos de prova na forma incolor.

Para a obtenção dos espécimes pigmentados intrinsecamente, o pigmento na cor Light Flesh – PMS 488C do kit Silc Pig® (Smooth-On, Inc., Macungie, Pennsylvania, USA; distribuído por Dim Clay, São Paulo, São Paulo, Brasil, Figura 10) foi pesado em balança de

precisão e incorporado à pasta base do silicone na proporção de 2% (100g de silicone, sendo 50g da pasta base e 50g da pasta catalisadora, para 2g de pigmento). Em seguida, a pasta catalisadora foi adicionada para término da manipulação em espatulador a vácuo e processamento como descrito para os corpos de prova incolor.

Para o grupo que recebeu pigmentação intrínseca e extrínseca, uma face dos corpos de prova pigmentados intrinsecamente foi submetida à limpeza com o fluido pré-pintura (Dim Clay, São Paulo, SP, Brasil). O pigmento na cor Blood – PMS 7421C do kit Silc Pig® (Figura 10) foi misturado ao silicone para pintura (Psycho-paint, Dim Clay, São Paulo, SP, Brasil), dissolvido em solvente (D-Limonene, Dim Clay, São Paulo, SP, Brasil) na proporção de 0,02 (pigmento): 3 (psycho-paint): 3 (solvente) e aplicado sobre a superfície com um pincel seco fino.

Figura 5 – Balança de precisão



Fonte: Própria

Figura 6 – Espatulador à vácuo



Fonte: Própria

Figura 7 – Placa de Teflon



Fonte: Própria

Figura 8 – Panela pneumática



Fonte: Própria

Figura 9 – Estufa de secagem



Fonte: Própria

Figura 10 – Kit Silc Pig



Fonte: smooth-on.com

3.2.1 Corpos de prova para os ensaios de alteração de cor, dureza Shore A, rugosidade de superfície e caracterização microestrutural

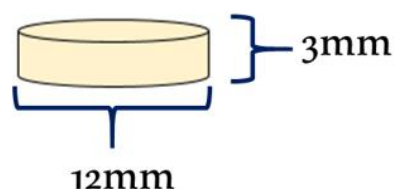
Finalizada a polimerização dos materiais, os lençóis de silicone foram cortados com um cortador vazado afiado circular (Figura 11) com 12 mm de diâmetro, obtendo assim os corpos de prova (12 mm de diâmetro por 3 mm de espessura; Figura 12). A dimensão dos espécimes foi confirmada por meio de um paquímetro digital (CD-6 CSX-B, Mitutoyo Sul Americana Ltda., Suzano, São Paulo, Brasil). A figura 13 apresenta os corpos de prova na forma incolor, com pigmentação intrínseca e com pigmentação intrínseca + extrínseca.

Figura 11 – Cortador circular



Fonte: Própria

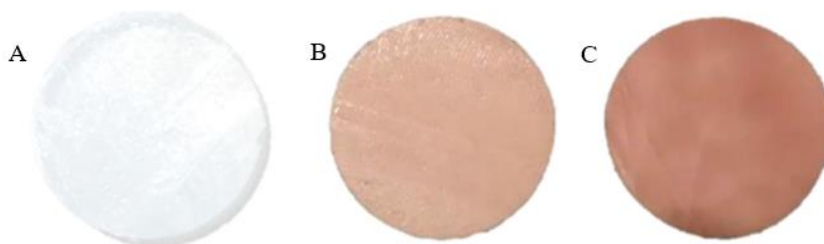
Figura 12 – Representação esquemática dos corpos de prova circulares



Fonte: Própria

Figura 13 – Corpos de prova para ensaio de alteração de cor, dureza shore A e rugosidade de superfície

A: incolor; B: pigmentação intrínseca; C: pigmentação intrínseca+ extrínseca



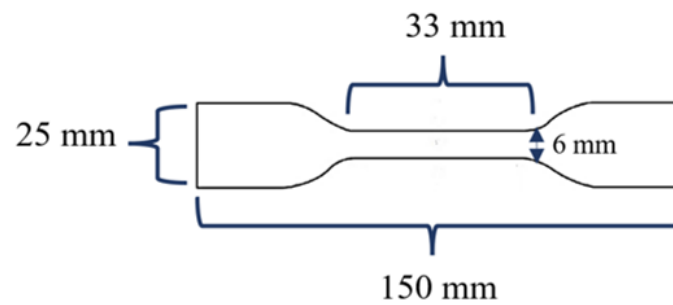
Fonte: Própria

Foram obtidos 45 corpos de prova para cada uma das pigmentações, para cada material.

3.2.2 Corpos de prova para o ensaio de resistência a tração

Corpos de prova em formato de halter tipo 2 (Figuras 14 e 15) foram confeccionados seguindo as orientações da norma ISO 37 (ISO, 2017), a partir de uma matriz vazada de corte.

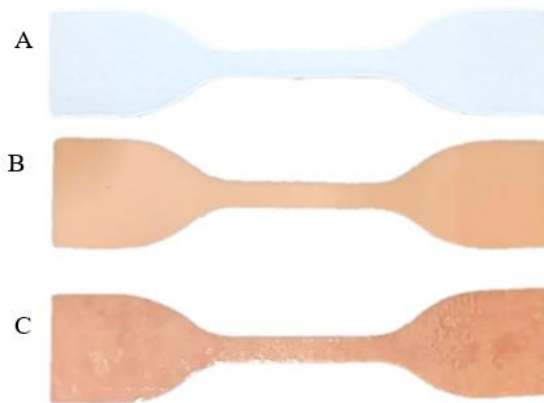
Figura 14 – Representação esquemática dos corpos de prova em halter.



Fonte: Própria

Figura 15 – Corpos de prova para ensaio de resistência à tração.

A: incolor; B: pigmentação intrínseca; C: pigmentação intrínseca+extrínseca

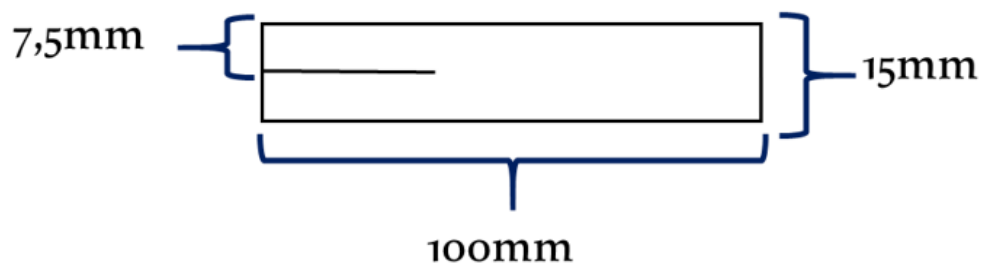


Fonte: Própria

3.2.3 Corpos de prova para o ensaio de resistência ao rasgamento

Corpos de prova em formato de “calça” (Figuras 16 e 17) foram confeccionados de acordo com a norma ISO 34-1 (ISO, 2010). A seção foi realizada com uma lâmina de bisturi.

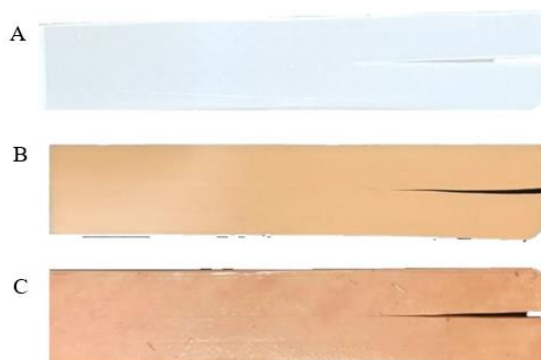
Figura 16 – Representação esquemática dos corpos de prova em “calça”.



Fonte: Própria

Figura 17 – Corpos de prova para ensaio de resistência ao rasgamento.

A: incolor; B: pigmentação intrínseca; C: pigmentação



Fonte: Própria

Os ensaios de resistência à tração e ao rasgamento são destrutivos. Assim, foram obtidos 60 corpos de prova com cada pigmentação, para cada material. Quinze foram submetidos às mensurações das variáveis imediatamente após a obtenção (T0) e os demais 45 foram submetidos aos protocolos de higiene e as variáveis foram mensuradas em T1.

3.3 Protocolos de higiene

Após a obtenção dos corpos de prova, esses foram distribuídos aleatoriamente nos grupos de acordo com o protocolo de higiene, sendo:

C – Controle: Lavagem dos corpos de prova com sabão neutro (Pleasant, Perol Comercial e Industrial Ltda, Ribeirão Preto, SP, Brasil). O corpo de prova foi umedecido em água corrente (2 segundos) e uma gota de sabão neutro foi aplicada sobre uma de suas superfícies, espalhada e friccionada suavemente por 20 segundos com o dedo indicador e polegar do pesquisador e enxaguado abundantemente.

H₂O₂2%: Lavagem dos corpos de prova com sabão neutro e imersão em solução de peróxido de hidrogênio a 2% (Daterra Farmácia de Manipulação, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil). O corpo de prova foi umedecido em água corrente (2 segundos) e uma gota de sabão neutro foi aplicada sobre uma de suas superfícies, espalhada e friccionada suavemente por 20 segundos com o dedo indicador e polegar do pesquisador. Em seguida o corpo de prova foi lavado em água corrente e imerso em um recipiente com 10 mL da solução desinfetante por 20 minutos, seguido do enxague em água corrente por 20 segundos.

T0,15%: Lavagem dos corpos de prova com sabão neutro e imersão em solução de Triclosan a 0,15% (Sigma-Aldrich, Saint Louis, Missouri, EUA: 100 mL de solução de hidróxido de sódio 0,056 M + 0,15 g de Triclosan preparada no Laboratório de Pesquisa em Reabilitação Oral). O corpo de prova foi umedecido em água corrente (2 segundos), uma gota de sabão neutro foi aplicada sobre uma de suas superfícies, espalhada e friccionada suavemente por 20 segundos

com o dedo indicador e polegar do pesquisador. Em seguida, o corpo de prova foi lavado em água corrente e imerso em um recipiente com 10 mL da solução desinfetante por 20 minutos, seguido do enxague em água corrente por 20 segundos.

A lavagem com sabão neutro e água corrente foi realizada uma vez ao dia e o uso das soluções de higiene foi empregado uma vez por semana, pelos meses avaliados. Entre os procedimentos de higiene, os corpos de prova foram mantidos no parapeito de uma janela de vidro, em temperatura ambiente e iluminação natural.

3.4 Envelhecimento acelerado por Luz Ultravioleta (UV)

Os corpos de prova circulares destinados para mensuração de dureza, rugosidade, alteração de cor e caracterização microestrutural foram submetidos ao processo de envelhecimento acelerado por Luz UV em câmara de envelhecimento acelerado (Comexim Mat. Primas Ind. e Com. Ltda., São Paulo, São Paulo, Brasil), seguindo a norma ASTM G154 para envelhecimento de materiais não metálicos. Os corpos de prova foram mantidos sob luz ultravioleta B (Lâmpada TL 40W/12RS UV-B medical, Phillips, Holanda) por 240 horas e condensação por 240 horas, totalizando 480 horas, à temperatura constante de 50°C.

3.5 Desfechos

3.5.1 Alteração de cor

A análise de cor foi realizada com um espectrocolorímetro portátil (Color Guide 45/0, BYK-Gardner GmbH, Geretsried, Alemanha) utilizando a recomendação da American Dental Association (Councils on Dental Materials and Devices, 1983) e o sistema de cores Standart Commission Internationale de LEclairage (CIE LAB). A alteração da cor entre os períodos avaliados (T0, T1 e T2) foi obtida de acordo com a seguinte fórmula: $\Delta E_{ab} = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$. Com base no ΔE , foi aplicada a fórmula do sistema National Bureau Standards: $NBS = \Delta E \times 0,92$, que classifica a alteração de cor como “imperceptível” (0,0-0,5); “leve” (0,5-1,5); “perceptível” (1,5-3,0); “apreciável” (3,0-6,0); “grande” (6,0-12,0); “muito grande” (> 12,0).

3.5.2 Dureza Shore A

O ensaio de dureza Shore A foi realizado com o auxílio de um durômetro Shore A (Instrument and Manufacturing Co Inc, Frieport, Nova York, Estados Unidos) com os corpos de prova posicionados sob outro espécime de 3 mm, de forma que no momento do ensaio a mensuração da dureza fosse obtida com a espessura de 6 mm, atendendo a norma ASTM D

2240-64. Ainda, os corpos de prova foram mantidos sob a haste vertical do durômetro, distando aproximadamente 2 mm da ponta de penetração e submetidos à força constante de 1Kg por 5 segundos. Foram realizadas 4 leituras a fim de obter a média entre os valores registrados no marcador analógico. Para a análise dos dados foram calculadas as variações de dureza entre T0 e T1 [$\Delta T1 (T1-T0)$] e entre T0 e T2 [$\Delta T2 (T2-T0)$].

3.5.3 Rugosidade de superfície

O ensaio foi realizado em Rugosímetro (modelo Surftest SJ – 201P, Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japão) com 5 cut off de 0,8 mm, percurso da agulha de 4,8 mm, velocidade de leitura de 0,5 mm/s, considerando 0,4 mm para aceleração e 0,4 mm para desaceleração. Foram obtidas 3 mensurações, sendo uma no centro do corpo de prova e duas laterais, 2 mm a direita e a esquerda do centro, para obtenção de uma média de rugosidade ($Ra \mu m$) de superfície. Para a análise dos dados foram calculadas as variações de rugosidade entre T0 e T1 [$\Delta T1 (T1-T0)$] e entre T0 e T2 [$\Delta T2 (T2-T0)$].

3.5.4 Resistência à tração

O ensaio mede a força necessária para romper um corpo de prova submetido a um esforço uniaxial, assim como sua deformação até a ruptura. O corpo de prova foi preso às garras de tração da máquina de ensaios mecânicos (modelo MEM 2000, EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com uma separação de 20 mm entre elas, e submetido a uma força uniaxial para alongamento na velocidade de 500 mm / minuto, até sua ruptura. Previamente à realização do ensaio, a espessura de cada espécime foi mensurada no centro e em cada extremidade do corpo de prova usando um paquímetro digital (Mitutoyo, Tóquio, Japão) e a espessura média foi utilizada para os cálculos de área transversal. A resistência à tração (RT) foi calculada pela fórmula: $RT = Fb/Wt$, onde Fb é a força registrada na ruptura (N); W é a largura da porção estrita do corpo de prova; t é a espessura (mm).

3.5.5 Resistência ao rasgamento

Avalia a resistência do material sob a ação de um rasgo pré-definido. O ensaio foi realizado com o auxílio da máquina de ensaios mecânicos (Máquina Universal de Ensaio, modelo MEM 2000, EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil). As pernas das calças dos espécimes foram inseridas, simetricamente, nas garras de tração e em alinhamento axial com a direção da tração em cada aperto. A profundidade de inserção foi de 30 mm, garantindo que o

corpo de prova ficasse adequadamente preso. Os espécimes foram testados em uma taxa de deformação de 100 mm / minuto. A resistência (RR) foi calculada de acordo com a fórmula: $RR = F/d$, onde F é a mediana da força (N) calculada e d é a mediana da espessura (mm) do corpo de prova.

3.5.6 Espectrometria vibracional na região do infravermelho - FTIR

A espectroscopia de infravermelho é uma técnica que consiste em incidir radiação eletromagnética correspondente à faixa de infravermelho de $4000 - 400 \text{ cm}^{-1}$ na amostra polimérica com resolução igual a 4 cm^{-1} . A energia associada a estes comprimentos de onda, uma vez absorvida, ativa modos vibracionais característicos de ligações químicas, o que permite identificar os grupamentos químicos presentes na estrutura dos materiais através da interpretação do espectro obtido. O ensaio foi realizado por meio do aparelho espectrofotômetro Nexus 4700 FTIR (Thermo Nicolet, Berkeley, Califórnia, EUA). Cada amostra analisada foi raspada sobre um suporte de carvão de silício e este foi colocado no acessório Thunder Dome para refletância interna difusa e, em seguida, levado ao espectrofotômetro de infravermelho, com as medidas na região entre 4000 a 400 cm^{-1} , com 20 varreduras, utilizando o kit de reflexão total atenuada (ATR). A análise e interpretação dos resultados foram realizadas com base nas curvas de avaliação.

3.5.7 Calorimetria Exploratória Diferencial - DSC

A calorimetria exploratória diferencial é uma técnica termo analítica na qual se mede a diferença entre a energia fornecida a uma substância (amostra) e à fornecida a um padrão conhecido, para que ambas atinjam determinada temperatura ou faixa de temperaturas. O material de análise é submetido a uma programação controlada de temperatura com o objetivo de identificar as transições térmicas tais como, temperatura de transição vítrea, temperatura de fusão, temperatura de cristalização, temperatura de oxidação, entre outras. Os processos de mudança de fase podem ser endo ou exotérmicos, o que implica em maior ou menor absorção de energia, nas temperaturas em que ocorrem, permitindo-nos identificá-las. O ensaio foi realizado com o auxílio do equipamento SDT 600 (TA Instruments, New Castle, England). Corpos de prova de cada grupo foram seccionados em pedaços com massa de aproximadamente 5-20 mg e colocados em um cadinho de porcelana, o qual, juntamente a um bloco de referência em platina, foi colocado no compartimento de aquecimento do aparelho de DSC. Foi utilizada uma taxa de aquecimento de $20^\circ \text{ C min}^{-1}$ sob fluxo de gás de arraste com atmosfera de ar sintético e o programa de aquecimento consistiu em aquecer a amostra em $10^\circ \text{ C / minuto}$ até

900°C. Terminado o ensaio, os resultados foram dispostos em planilhas e as análises termogravimétricas foram realizadas no sistema de análises térmicas TA Instruments Q-600 – Simultaneous DTA/TGA/DSC. Como as transições térmicas de polímeros ocorrem liberando ou absorvendo calor, a calorimetria exploratória diferencial tem se mostrado como uma das técnicas mais importantes na caracterização e identificação de polímeros.

3.5.8 Termogravimetria - TGA

A termogravimetria é uma técnica termo analítica na qual a massa de uma substância é medida em função da temperatura em uma programação controlada de temperatura. As curvas termogravimétricas (TG) foram obtidas em um sistema de análises térmicas DTA/TGA/DSC (TA Instruments Q-600 – Simultaneous) onde as curvas de TGA e DSC foram feitas simultaneamente, utilizando razão de aquecimento de 20°C / minuto⁻¹. As amostras foram seccionadas em pedaços com massa de aproximadamente 5-20 mg, colocadas no suporte da termo balança e levadas ao equipamento. A amostra foi aquecida a partir da temperatura ambiente (23°C) até 550° C em atmosfera de ar sintético. Após atingir 550° C, passou-se a utilizar atmosfera de oxigênio, com fluxo médio de 50 mL / minuto⁻¹ até 900° C. Esta alteração de atmosfera a 550° C permite obter o teor de materiais pirolisáveis presentes nas amostras, caso existam.

As análises de espectroscopia de infravermelho, calorimetria exploratória diferencial e termogravimetria foram baseadas no procedimento interno do Laboratório de Materiais e Interfaces Moleculares da Faculdade de Química de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, elaboradas a partir das normas ASTM (American Society for Testing and Materials); ISO (International Standardization Organization); DIN (Deutsche Industrie Normen) German Industrial Standards, Federal Republic of Germany, West Germany.

3.6 Análise dos dados

Os dados foram testados quanto à normalidade (Teste de Shapiro-Wilk) e homocedasticidade (Teste de Levene). Para cada um dos silicones, as análises foram conduzidas com 3 fatores de variação (pigmentação, protocolo de higiene e tempo). Os silicones não foram comparados entre si.

Os dados de alteração de cor e dureza Shore A apresentaram distribuição não-normal, sendo submetidos a Wald test em modelo linear generalizado e múltiplas comparações com ajuste de Bonferroni. A rugosidade, resistência a tração e resistência ao rasgamento apresentaram distribuição normal, sendo submetidos ao teste Anova e pós-teste de Tukey com

ajuste de Bonferroni. As análises consideraram um nível de significância de 5% e foram conduzidas com o auxílio do software SPSS (SPSS version 21, IBM Corp), por um avaliador cego a partir da tabulação dos dados recolhidos.

Os resultados da caracterização microestrutural foram apresentados em tabelas e figuras, interpretados e discutidos.

4. Resultados

4.1 Alteração de cor

A interação entre os três fatores de variação influenciou a alteração de cor dos silicones MDX4-4210 ($p=0,020$) e Silpuran 2420 ($p<0,001$) (Tabela 1). Dados originais apresentam-se nos Apêndices A, B, C, D, E, F.

Para o silicone MDX4-4210 na forma incolor (SP), a maior alteração de cor ocorreu quando submetido ao protocolo T0,15% em T1 e T2; todos os protocolos promoveram alteração de cor ao longo do tempo; o silicone com pigmentação PII apresentou maior alteração quando exposto ao protocolo T0,15% em T1; o controle e o protocolo H₂O₂2% promoveram alteração de cor em T2. O silicone com pigmentação PI não apresentou alteração de cor, independente do protocolo de higiene e do tempo. O silicone SP e PII apresentou maior alteração de cor em T2.

Para o silicone Silpuran 2420, SP apresentou maior alteração em T1 e o silicone PII apresentou maior alteração em T2, independente do protocolo de higiene. A alteração de cor do silicone PI não foi influenciada pelo tempo, independente do protocolo. Com relação ao efeito dos protocolos de higiene, no período T1 o protocolo H₂O₂2% causou a menor alteração de cor do silicone SP e do PI quando comparado controle e T0,15%; os protocolos não influenciaram a alteração de cor do silicone PII. No tempo T2, o protocolo T0,15% causou a maior alteração de cor do silicone SP e para PI e PII, não houve diferença entre os protocolos quanto aos valores de alteração de cor.

Outra forma de avaliar a variação de cor é através da escala NBS, que utilizando o ΔE classifica as variações de maneira clínica sendo considerado, “imperceptível” (0,0-0,5); “leve” (0,5-1,5); “perceptível” (1,5-3,0); “apreciável” (3,0-6,0); “grande” (6,0-12,0); “muito grande” ($> 12,0$). Dessa forma, todos os grupos apresentaram variação de leve a muito grande (Tabela 2). Para o silicone MDX4-4210, as maiores alterações ocorreram para os grupos SP associado ao T0,15% e PII independente do protocolo de higiene. Para o silicone Silpuran 2420, as maiores alterações foram observadas para o grupo PII independente do protocolo de higiene empregado.

Tabela 1 – Comparação das médias (desvio-padrão) da influência da interação Tempo vs Pigmentação vs Protocolos de higiene sobre a alteração de cor dos silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

		MDX4-4210			Silpuran 2420		
Protocolo de higiene		$\Delta ET1$	$\Delta ET2$	P*	$\Delta ET1$	$\Delta ET2$	P*
SP	C	1,69 (0,56) aB β	2,56 (0,87) bB α		3,93 (0,89) aA α	1,90 (0,75) bB β	
	H ₂ O ₂ 2%	1,45 (0,49) aB β	3,55 (1,00) bB α		2,91 (0,70) aB α	2,25 (0,52) bB β	
	T0,15%	3,36 (1,33) aA β	18,98 (2,78) aA α		4,01 (1,19) aA α	3,67 (1,01) bA α	
PI	C	1,46 (0,34) abA α	1,80 (0,36) bA α	0,020	1,91 (0,56) bA α	1,89 (0,59) bA α	<0,00
	H ₂ O ₂ 2%	1,30 (0,29) aA α	1,89 (0,68) cA α		0,82 (0,48) bB α	0,87 (0,50) bA α	
	T0,15%	1,40 (0,45) cA α	1,70 (0,64) cA α		1,40 (0,48) bAB α	1,00 (0,55) cA α	
PII	C	0,88 (0,62) bB β	17,82 (1,76) aAB α		1,34 (0,84) bA β	9,61 (1,12) aA α	
	H ₂ O ₂ 2%	1,46 (1,73) aB β	18,21 (2,36) aA α		1,64 (2,06) bA β	10,80 (2,86) aA α	
	T0,15%	8,59 (0,34) bA β	16,72 (1,19) bB α		1,41 (0,66) bA β	9,64 (2,08) aA α	

*Wald test; Letras minúsculas: comparam pigmentações para o mesmo tempo e protocolo de higiene; Letras maiúsculas: comparam protocolos para o mesmo tempo e pigmentação; Letras gregas comparam tempo para o mesmo protocolo e pigmentação; Letras iguais: indicam semelhança estatística; SP: sem pigmentação; PI: pigmentação intrínseca; PII: pigmentação intrínseca+extrínseca; C; lavagem com sabão neutro; H₂O₂2%: lavagem com sabão neutro e imersão em peróxido de sódio a 2%; T0,15%: lavagem com sabão neutro e imersão em triclosan a 0,15%.

Tabela 2 – Valores das médias (desvio padrão) de alteração de cor na escala NBS para os silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

		MDX4-4210		Silpuran 2420	
Protocolos de higiene		T1	T2	T1	T2
	C	1,56 (0,52)	2,36 (0,80)	3,62 (0,82)	1,76 (0,69)
SP	H₂O₂2%	1,34 (0,45)	3,27 (0,92)	2,68 (0,65)	2,07 (0,48)
	T0,15%	3,09 (1,23)	17,77 (2,15)	3,70 (1,10)	3,39 (0,94)
	C	1,35 (0,32)	1,66 (0,34)	1,76 (0,52)	1,74 (0,55)
PI	H₂O₂2%	1,21 (0,27)	1,75 (0,63)	0,76 (0,45)	0,80 (0,46)
	T0,15%	1,29 (0,42)	1,57 (0,59)	1,29 (0,45)	0,92 (0,51)
	C	0,81 (0,57)	16,40 (1,62)	1,24 (0,78)	8,84 (1,03)
PII	H₂O₂2%	1,35 (1,60)	16,76 (2,17)	1,51 (1,90)	9,94 (2,64)
	T0,15%	7,91 (0,32)	15,38 (1,10)	1,30 (0,61)	8,88 (1,92)

SP: sem pigmentação; PI: pigmentação intrínseca; PII: pigmentação intrínseca+extrínseca; C; lavagem com sabão neutro; H₂O₂2%: lavagem com sabão neutro e imersão em peróxido de sódio a 2%; T0,15%: lavagem com sabão neutro e imersão em triclosan a 0,15%.

4.2 Dureza Shore A

As médias da dureza shore A dos silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420 encontram-se na tabela 3. A interação entre os três fatores de variação influenciou a variação da dureza Shore A dos silicones MDX4-4210 ($p < 0,001$) e Silpuran 2420 ($p < 0,001$) (Tabela 4). Dados originais encontram-se nos Apêndices G, H.

Para o silicone MDX4-4210 incolor, a variação da dureza não foi influenciada pelo tempo com o protocolo H₂O₂2%; tanto em T1 quanto em T2, a variação foi menor com o controle e maior com o protocolo T0,15% no tempo T2. O silicone MDX4-4210 PI e PII apresentou menor variação da dureza com os protocolos H₂O₂2% e T0,15% no período T1 e, em T2, com o protocolo T0,15%. O protocolo H₂O₂2% causou variação de dureza semelhante entre o silicone SP, PI e PII em T2.

Para o silicone Silpuran 2420, na forma incolor (SP) a variação da dureza foi semelhante para todos os protocolos ao longo dos dois períodos. Para o silicone PI, a variação foi menor quando exposto ao protocolo controle, enquanto para o silicone PII, a variação foi menor em T1 com os protocolos H₂O₂2% e T0,15%; em T2, a variação da dureza foi semelhante entre os 3 protocolos. O silicone Silpuran 2420 apresentou menor variação da dureza no tempo T2 para todos os protocolos e pigmentações. Os protocolos H₂O₂2% e T0,15% causaram as maiores variações de dureza para PI nos dois períodos e as menores para PII em T1; para PII em T2, não houve diferença entre os protocolos.

Tabela 3 – Valores das médias (desvio padrão) de dureza shore A para os silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

		MDX4-4210			Silpuran 2420		
Protocolos	Inicial	T1	T2	Inicial	T1	T2	
de higiene							
SP	C	35,25 (0,58)	37,58 (0,43)	37,27 (0,46)	11 (0,38)	13,47 (0,21)	13 (0,29)
	H₂O₂2%	34,72 (0,56)	37,73 (0,38)	37,78 (0,36)	11,2 (0,41)	13,23 (0,37)	12,48 (0,27)
	T0,15%	34,72 (0,38)	38,08 (0,44)	38,5 (0,46)	11,37 (0,48)	13,45 (0,25)	12,82 (0,32)
	C	34,92 (0,35)	38,53 (0,16)	38,63 (0,41)	9,87 (0,65)	11,15 (0,40)	10,65 (0,23)
	H₂O₂2%	35,22 (0,57)	38,28 (0,27)	38,3 (0,45)	9,8 (0,58)	11,8 (0,39)	11,05 (0,29)
	T0,15%	35,35 (0,52)	38,08 (0,26)	37,4 (0,70)	9,93 (0,35)	11,75 (0,46)	11,22 (0,19)
PII	C	32,92 (0,60)	35,83 (0,39)	35,5 (0,35)	10,62 (0,33)	12,35 (0,48)	11 (0,23)
	H₂O₂2%	33,47 (0,31)	35,77 (0,26)	35,38 (0,36)	10,57 (0,35)	11,82 (0,35)	11,25 (0,30)
	T0,15%	33,7 (0,34)	35,82 (0,29)	34,37 (0,39)	10,63 (0,36)	12 (0,38)	11,37 (0,19)

SP: sem pigmentação; PI: pigmentação intrínseca; PII: pigmentação intrínseca+extrínseca; C; lavagem com sabão neutro; H₂O₂2%: lavagem com sabão neutro e imersão em peróxido de sódio a 2%; T0,15%: lavagem com sabão neutro e imersão em triclosan a 0,15%.

Tabela 4 – Comparação das médias (desvio-padrão) da influência da interação Tempo vs Pigmentação vs Protocolos de higiene sobre dureza Shore A dos silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

		MDX4-4210			Silpuran 2420		
Protocolos de higiene		Δ T1-T0	Δ T2-T0	P*	Δ T1-T0	Δ T2-T0	P*
SP	C	2,32 (0,74)	2,01 (0,86)		2,48 (0,43)	1,56 (0,46)	
		cB α	cC β		aA α	aA β	
	H ₂ O ₂ 2%	3,01 (0,51)	3,06 (0,63)		2,03 (0,44)	1,28 (0,48)	
		aA α	aB α		aA α	aA β	
	T0,15%	3,36 (0,60)	3,78 (0,57)		2,08 (0,55)	1,45 (0,59)	
		aA β	aA α		aA α	aA β	
PI	C	3,61 (0,33)	3,71 (0,28)		1,28 (0,65)	0,78 (0,68)	
		aA α	aA α		bB α	bB β	
	H ₂ O ₂ 2%	3,05 (0,60)	3,08 (0,62)	<0,00	2,00 (0,60)	1,25 (0,45)	<0,00
		aB α	aB α		aA α	aA β	
	T0,15%	2,73 (0,50)	2,05 (0,49)		1,81 (0,43)	1,28 (0,33)	
		bB α	bC β		abA α	aA β	
PII	C	2,91 (0,57)	2,58 (0,56)		1,73 (0,47)	0,38 (0,36)	
		bA α	bA β		bA α	bA β	
	H ₂ O ₂ 2%	2,30 (0,38)	1,91 (0,44)		1,25 (0,46)	0,68 (0,41)	
		bB α	bB β		bB α	bA β	
	T0,15%	2,11 (0,33)	0,66 (0,26)		1,36 (0,55)	0,73 (0,47)	
		cB α	cC β		bAB α	bA β	

*Wald test; Letras minúsculas: comparam as pigmentações para o mesmo tempo e protocolo de higiene; Letras maiúsculas: comparam os protocolos para o mesmo tempo e pigmentação; Letras gregas: comparam os tempos para a mesma pigmentação e protocolo; Letras iguais: indicam igualdade estatística; SP: sem pigmentação; PI: pigmentação intrínseca; PII: pigmentação intrínseca+extrínseca; C; lavagem com sabão neutro; H₂O₂2%: lavagem com sabão neutro e imersão em peróxido de sódio a 2%; T0,15%: lavagem com sabão neutro e imersão em triclosan a 0,15%.

4.3 Rugosidade de superfície

A interação dos fatores influenciou a rugosidade de superfície dos silicones MDX4-4210 ($p < 0,001$) e Silpuran 2420 ($p < 0,001$) (Tabela 5). Os Apêndices I, J apresentam os dados originais.

Para o silicone MDX4-4210 incolor, não houve influência dos protocolos na variação da rugosidade tanto no período T1 quanto no T2; porém, a variação foi maior em T2 quando exposto aos 3 protocolos. Para o silicone PI e PII, a variação da rugosidade não foi influenciada pelos protocolos no tempo T1; porém, em T2, houve menor variação com a exposição aos protocolos H₂O₂2% e T0,15% se comparado ao controle. A variação da rugosidade do silicone PI exposto ao protocolo H₂O₂2% não sofreu influência do tempo e apresentou menor variação com o protocolo T0,15% em T2, quando comparado ao T1. O silicone PII sofreu menor variação da rugosidade em T2, independente do protocolo. Comparando as pigmentações, a variação da rugosidade foi menor com o silicone SP exposto ao controle no T1 e T2.

Para o silicone Silpuran 2420, na forma incolor (SP), a menor variação da rugosidade ocorreu com o protocolo T0,15% nos dois períodos avaliados (T1 e T2). Em T2, a variação foi maior que em T1 para todos os protocolos de higiene. Com a PI, a menor variação ocorreu com o protocolo T0,15% em T1 e com T0,15% e controle, em T2. O silicone Silpuran 2420 com PII apresentou variação de rugosidade semelhante após exposição a todos os protocolos nos dois períodos de tempo. Para PI a variação da rugosidade foi maior com H₂O₂2% em T2 e para PII não houve diferença entre os protocolos. O silicone SP apresentou menor variação que o PI e PII em associação aos 3 protocolos e tempo T1. No tempo T2, a menor variação foi apresentada pelo silicone PII com o controle e H₂O₂2%.

Tabela 5 – Comparação das médias (desvio-padrão) da influência da interação Tempo vs Pigmentação vs Protocolos de higiene sobre a rugosidade de superfície (μm) dos silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

		MDX4-4210			Silpuran 2420		
Protocolos de higiene		($\Delta\text{T1-T0}$)	($\Delta\text{T2-T0}$)	P*	($\Delta\text{T1-T0}$)	($\Delta\text{T2-T0}$)	P*
SP	C	0,43 (0,14) cA β	0,51 (0,12) bA α		0,56 (0,11) cA β	0,82 (0,12) aA α	
	H ₂ O ₂ 2%	0,38 (0,09) cA β	0,46 (0,08) bA α		0,49 (0,15) bAB β	0,74 (0,08) bA α	
	T0,15%	0,37 (0,10) cA β	0,44 (0,08) bA α		0,42 (0,09) bB β	0,61 (0,09) bB α	
		0,58 (0,08) bA β	1,05 (0,20) aA α		0,97 (0,12) aA α	0,89 (0,08) aB β	
PI	C	0,52 (0,09) bA α	0,50 (0,11) bB α	<0,001	0,86 (0,12) aAB β	1,00 (0,07) aA α	<0,001
	H ₂ O ₂ 2%	0,53 (0,19) bA α	0,41 (0,06) bB β		0,70 (0,07) aB β	0,89 (0,08) aB α	
	T0,15%	1,23 (0,15) aA α	1,06 (0,07) aA β		0,85 (0,14) bA α	0,65 (0,07) bA β	
PII	C	1,24 (0,14) aA α	0,97 (0,09) aAB β		0,85 (0,08) aA α	0,59 (0,07) cA β	
	H ₂ O ₂ 2%	1,17 (0,11) aA α	0,91 (0,08) aB β		0,77 (0,13) aA α	0,57 (0,10) bA β	
	T0,15%						

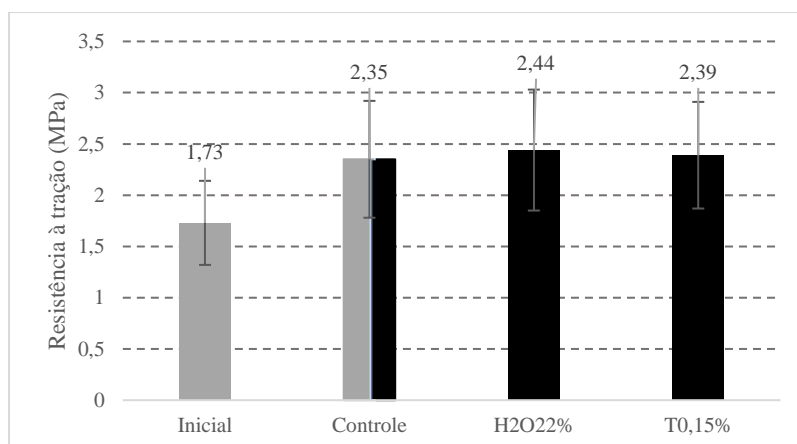
*Anova; Letras minúsculas: comparam as pigmentações para o mesmo tempo e protocolo de higiene; Letras maiúsculas: comparam os protocolos para o mesmo tempo e pigmentação; Letras gregas: comparam os tempos para a mesma pigmentação e protocolo; Letras iguais: indicam igualdade estatística; SP: sem pigmentação; PI: pigmentação intrínseca; PII: pigmentação intrínseca+extrínseca; C; lavagem com sabão neutro; H₂O₂2%: lavagem com sabão neutro e imersão em peróxido de sódio a 2%; T0,15%: lavagem com sabão neutro e imersão em triclosan a 0,15%.

4.4 Resistência à tração

Os dados originais encontram-se nos Apêndices K, L, M, N, O, P. A tabela 6 apresenta as médias (DP) obtidas para o silicone MDX4-4210, bem como a comparação das médias (desvio-padrão) para o efeito da interação entre os fatores sobre a resistência à tração do silicone Silpuran 2420. Para o silicone MDX4-4210, a resistência à tração sofreu influência dos protocolos de higiene com aumento significativo dos valores de resistência à tração após exposição aos protocolos H₂O₂2% e T0,15% quando comparados à resistência inicial; o controle promoveu valores intermediários ($p < 0,001$; Figura 18). Ainda, para o MDX4-4210, não houve diferença significativa entre as médias em função da pigmentação ($p = 0,565$) ou interação dos fatores ($p = 0,064$).

Para o silicone Silpuran 2420, a forma incolor (SP) não sofreu alteração de valores após os protocolos quando comparados com o valor inicial; com PI, o maior valor foi o inicial, com redução significativa da resistência após o uso dos protocolos, sendo que com o controle os valores foram menores do que com H₂O₂2% e T0,15%, que foram semelhantes entre si; com PII, após o uso do controle e H₂O₂2%, houve redução significativa da resistência em relação ao inicial e os valores após o uso do T0,15% foram intermediários. A resistência à tração inicial do silicone Silpuran 2420 foi maior com as duas pigmentações do que com a forma incolor (SP). Após o uso do controle e H₂O₂2%, a resistência do PI e PII foram diferentes e menores que a do SP. Com o uso do T0,15%, os valores do PII foram iguais aos do SP e maiores que do PI.

Figura 18 - Comparação das médias (desvio-padrão) da resistência à tração do silicone MDX4-4210 sob influência dos protocolos de higiene.



$P < 0,001$: Teste Anova e pós teste de Tukey; Cores iguais indicam igualdade estatística; SP: sem pigmentação; TC; lavagem com sabão neutro; H₂O₂2%: lavagem com sabão neutro e imersão em peróxido de sódio a 2%; T0,15%: lavagem com sabão neutro e imersão em triclosan a 0,15%.

Tabela 6 – Médias (DP) da resistência à tração (N/mm²) do silicone MDX4-4210 e comparação estatística das médias (desvio-padrão) da resistência à tração (N/mm²) do silicone Silpuran 2420.

	MDX4-4210					Silpuran 2420				
	Inicial	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%	P*	Inicial	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%	P**
SP	1,89	2,23	2,29	2,26	0,064	1,54 ^{Aa}	1,61 ^{Aa}	1,60 ^{Aa}	1,50 ^{Aa}	<0,001
	0,47	0,43	0,46	0,50		0,12	0,11	0,18	0,21	
PI	1,76	2,56	2,42	2,31	0,064	1,66 ^{Ab}	0,84 ^{Bb}	1,12 ^{Cb}	1,16 ^{Cb}	<0,001
	0,31	0,54	0,62	0,53		0,14	0,09	0,04	0,05	
PII	1,55	2,24	2,59	2,59	0,064	1,67 ^{Ab}	1,48 ^{Bc}	1,49 ^{Bc}	1,55 ^{ABa}	<0,001
	0,38	0,69	0,67	0,49		0,06	0,07	0,11	0,07	

*Teste Anova (Two-way); **Teste Anova (Two-way) e Pós-teste de Tukey; Letras maiúsculas: comparam protocolos de higiene dentro da mesma pigmentação; Letras minúsculas: comparam pigmentações dentro do mesmo protocolo; SP: sem pigmentação; PI: pigmentação intrínseca; PII: pigmentação intrínseca+extrínseca; C: lavagem com sabão neutro; H₂O₂2%: lavagem com sabão neutro e imersão em peróxido de sódio a 2%; T0,15%: lavagem com sabão neutro e imersão em triclosan a 0,15%.

4.5 Resistência ao rasgamento

Para os dois silicones, a resistência ao rasgamento foi influenciada pela interação entre os fatores testados (MDX4-4210: p<0,001; Silpuran 2420: p<0,001). A comparação das médias (desvio-padrão) está apresentada na tabela 7. Dados originais encontram-se nos Apêndices Q, R, S, T, U, V.

Para o silicone MDX4-4210, a forma incolor (SP) apresentou menor resistência ao rasgamento após o uso do H₂O₂2%; os valores após o uso do controle e T0,15% foram iguais entre si e com os iniciais. Com pigmentação PI, a resistência ao rasgamento após o uso dos protocolos foi igual à inicial; com a pigmentação PII, o uso do controle e T0,15% promoveu maior resistência que o inicial e, o uso de H₂O₂2% promoveu valores intermediários. Inicialmente, o silicone PI apresentou maior resistência que SP e PII; após uso do protocolo H₂O₂2%, PII foi semelhante ao PI, com aumento dos valores e PII apresentou os maiores valores após o uso do T0,15%. Para o silicone Silpuran 2420 incolor (SP) e PI, houve redução da resistência com o uso do H₂O₂2% e T0,15% se comparado aos valores iniciais. Para PII não houve influência dos protocolos experimentais. Inicialmente, a resistência do silicone SP, PI e PII foram semelhantes. Com o uso do controle, os valores de SP foram maiores que os demais.

Após o uso dos protocolos H₂O₂2% e T0,15%, a resistência ao rasgamento do silicone Silpuran 2420 PII foi maior que SP e PI.

Tabela 7 – Comparação das médias (DP) da resistência ao rasgamento (N/mm) dos silicones MDX4-4210 e Silpuran 2420.

	MDX4-4210					Silpuran 2420				
	Inicial	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%	P*	Inicial	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%	P**
SP	4,33 ^{Ab}	4,15 ^{Aa}	1,49 ^{Ba}	3,71 ^{Aa}	<0,001	2,35 ^{Aa}	2,17 ^{Aca}	1,27 ^{Ba}	1,83 ^{Ca}	<0,001
	0,63	0,80	0,11	0,89		0,79	0,44	0,17	0,16	
PI	4,49 ^{Aa}	4,55 ^{Ab}	3,98 ^{Ab}	4,01 ^{Aa}		2,56 ^{Aa}	0,68 ^{Bb}	1,39 ^{Ca}	1,32 ^{Cb}	
	1,05	0,82	0,79	0,99		0,38	0,21	0,22	0,25	
PII	3,67 ^{Ab}	4,98 ^{Bb}	4,38 ^{ABb}	4,76 ^{Bb}		2,39 ^{Aa}	1,31 ^{Bc}	2,31 ^{Ab}	2,19 ^{Ac}	
	0,43	0,86	1,01	0,75		0,30	0,32	0,28	0,40	

*Teste Anova (Two-way); **Teste Anova (Two-way) e Pós-teste de Tukey; Letras maiúsculas: comparam protocolos de higiene dentro da mesma pigmentação; Letras minúsculas: comparam pigmentações dentro do mesmo protocolo. SP: sem pigmentação; PI: pigmentação intrínseca; PII: pigmentação intrínseca+extrínseca; C; lavagem com sabão neutro; H₂O₂2%: lavagem com sabão neutro e imersão em peróxido de sódio a 2%; T0,15%: lavagem com sabão neutro e imersão em triclosan a 0,15%.

4.6 Caracterização microestrutural

As curvas termoanalíticas são todas similares, como era de se esperar, uma vez que as matrizes são bastante similares. As curvas termogravimétricas (em verde) apresentam um processo de decomposição iniciado por volta de 300 °C, que prossegue até 550 °C via de regra. As amostras geram resíduo (entre 35 e 57% em massa) correspondente a SiO₂ e SiC provavelmente, sendo que o primeiro é exclusivo de atmosfera oxidante, e o segundo pode ocorrer em atmosfera anóxica.

A perda de massa observada em atmosfera anóxica parece ser consistente com a formação de hexametildiclotrisiloxano (HMTS) que ebule a 134 °C e é eliminado da amostra. As reações subsequentes parecem levar à formação de sílica, oxicarbeto e carbeto de Si. A inclusão de corantes não parece alterar consideravelmente os processos mencionados. O pico exotérmico principal nas análises de DSC (differential scanning calorimetry), Dt5, corresponde ao processo de despolimerização do silicone. Os demais picos, também exotérmicos, correspondem aos processos minoritários descritos anteriormente, os quais envolvem entre outros, liberação de produtos de hidrólise de siloxanos, formação de água e CO₂ (Camino et al.,

2001). Dentre todas as amostras estudadas, verificam-se variações muito pequenas nas temperaturas dos processos em dt5 (564 +- 33 °C) e tg4 (482 +- 14 °C) avaliados (Tabela 8).

A variação dos valores não parece estar atrelada à presença ou não de corante ou a condição de envelhecimento. Quando avaliamos o silicone Silpuran 2420 e MDX4-4210, nota-se que os valores médios de dt5 são cerca de 10% mais altos para o silicone MDX4-4210 (média = 590 °C) do que para o Silpuran 2420 (média = 537 °C), sendo o primeiro ligeiramente mais estável termicamente. Entre os métodos de pigmentação quase não se nota diferença (Incolor = 562 °C; PI = 563 °C; PII = 566 °C). Com relação aos tempos de envelhecimento não há diferença nenhuma entre T0 e T1 (554 °C) e, as amostras em T2 são ligeiramente mais estáveis (582 °C).

O que foi verificado por análise térmica, também foi verificado por espectroscopia vibracional. São bem visíveis os picos de estiramentos de Si-O-Si em 1082 (simétrico) e 707 cm^{-1} . Também figura um modo vibracional associado às ligações Si-CH₃ por volta de 1260 cm^{-1} e o pico em 2970 cm^{-1} correspondente a estiramentos CH₂. Tanto na matriz do silicone Silpuran 2420 quanto no MDX4-4210, todos os modos vibracionais foram preservados em intensidade absoluta e, também, relativa quando se compara a intensidade dos picos de um mesmo espectro. Isto mostra que nem o processo de polimerização, pigmentação ou envelhecimento afetaram a estrutura dos polímeros significativamente (Figuras 19 e 20). Os modos vibracionais do corante são pouco visíveis, por estar presente em quantidade diminuta na matriz, sendo os espectros basicamente do poli(silano).

Tabela 8 – Valores das temperaturas dos picos das curvas termoanalíticas dos ensaios de Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) e Termogravimetria (TGA) do silicone MDX4-4210 e Silpuran 2420 nos períodos avaliados (T0, T1, T2).

	Grupos	Tempo	Pontos da curva de DSC						Pontos da curva de TGA				
			DT1	DT2	DT3	DT4	DT5	DT6	TG1	TG2	TG3	TG4	TG5
MDX4-4210	SP	T0	347	434	484	537	563	635	367	432	458	481	533
		T1	358	412	438	463	568	637	372	407	436	497	529
		T2	351	439	482	574	651	*	369	425	447	466	543
	PI	T0	354	*	441	502	585	638	378	438	*	489	553
		T1	354	431	448	490	574	651	372	413	430	497	574
		T2	354	435	471	575	615	661	381	433	452	470	570
	PII	T0	361	427	446	547	576	645	374	422	451	491	540
		T1	358	433	473	564	579	628	379	431	460	498	529
		T2	353	446	474	576	603	*	377	426	456	473	553
SILPURAN 2420	SP	T0	330	413	436	486	534	649	355	409	434	485	508
		T1	336	426	445	491	524	638	360	416	441	466	494
		T2	329	423	438	474	534	642	354	422	439	475	504
	PI	T0	332	417	441	483	523	611	360	398	413	440	455
		T1	336	427	452	504	536	625	360	413	451	488	525
		T2	335	416	441	494	549	643	362	413	441	491	522
	PII	T0	335	420	459	501	548	654	358	388	454	492	518
		T1	334	413	447	477	548	637	359	411	445	485	522
		T2	335	415	442	495	544	637	360	417	443	494	516

*Ausente; SP: sem pigmentação; PI: pigmentação intrínseca; PII: pigmentação intrínseca+extrínseca.

Figura 19 – Curvas do ensaio de espectroscopia vibracional na região do infravermelho (FTIR) dos grupos avaliados (Incolor-SP, PI e PII) para os silicones Silpuran 2420 e MDX4-4210.

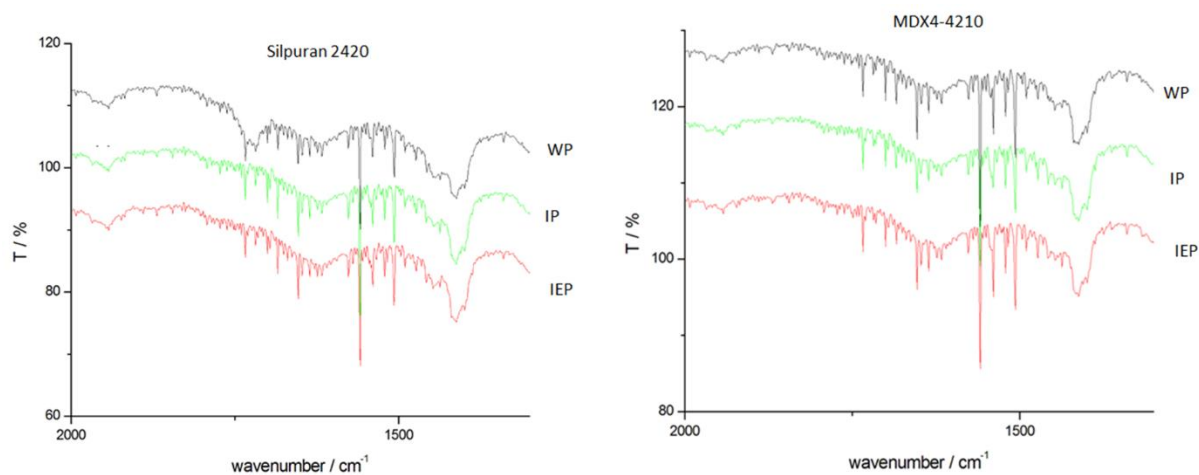
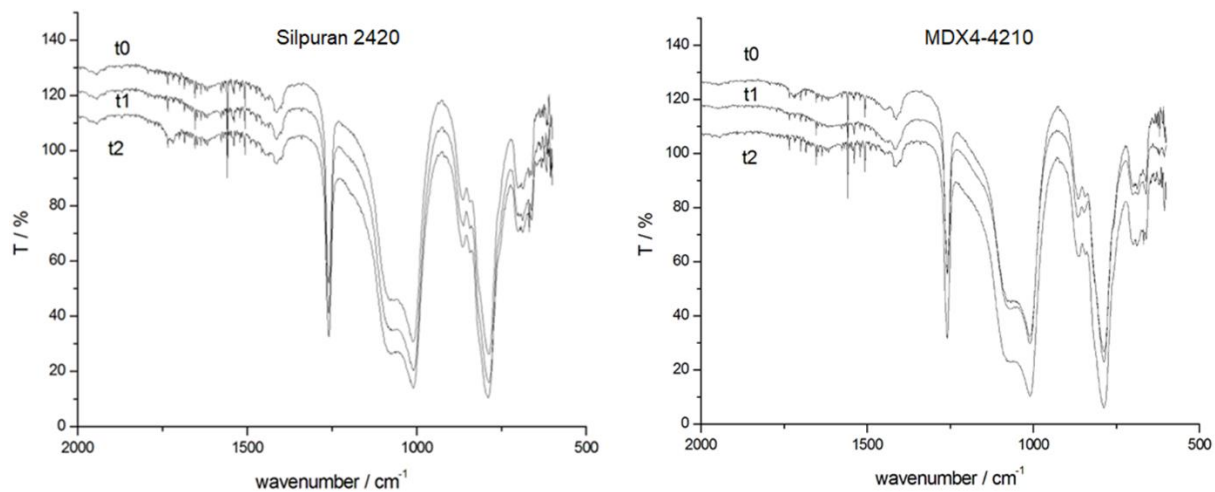


Figura 20 – Curvas do ensaio de espectroscopia vibracional na região do infravermelho (FTIR) dos tempos avaliados (T0, T1 e T2) para os silicones Silpuran 2420 e MDX4-4210.



5. Discussão

O presente trabalho teve o objetivo de avaliar propriedades físicas, mecânicas e microestruturais de dois silicones, um já empregado na reabilitação bucomaxilofacial e um material indicado para confecção de auxiliares ortopédicos, com potencial de uso na área de reabilitação bucomaxilofacial. Em virtude da necessidade de controlar as propriedades e características do material a níveis clinicamente aceitáveis, variáveis de resposta físico-mecânicas e microestruturais importantes para caracterização dos silicones foram avaliadas frente aos fatores de variação pigmentação, envelhecimento e protocolos de higiene.

O silicone MDX4-4210 é um dos silicones médicos comumente avaliado nos estudos e os resultados indicam boas propriedades para uso clínico, embora a sua longevidade seja afetada por fatores diversos (dos Santos et al., 2010; Guiotti; Goiato; dos Santos, 2010a; Maida et al., 2011; Pesqueira et al., 2011; Pinheiro et al., 2011; dos Santos et al., 2012; Pinheiro et al., 2014; Miranda et al., 2019; Paulini et al., 2020). O silicone MDX4-4210 é fabricado pela Dow Corning Corporation Medical Products, nos Estados Unidos e, portanto, é um material importado, de importação burocrática e custos elevados. Visando minimizar esse problema, o silicone Silpuran 2420, foi avaliado, uma vez que, embora seja fabricado por uma empresa Alemã (Wacker Chemie AG, München), há um distribuidor no Brasil (Dim Clay Comércio de Massas de Modelar Eireli – ME, São Paulo) facilitando o acesso ao material.

Na literatura, é possível encontrar estudos que apontam o início da degradação das propriedades do silicone após 6 meses da confecção, situação que culmina no curto tempo de vida útil da prótese (Abdullah; Abdul-Ameer, 2018; Cifter et al., 2019; Gupta et al., 2021; Nair; Saratchandran, 2022), justificando assim, a escolha dos períodos avaliados nesse estudo.

Não se sabe com exatidão o quanto da deterioração das próteses de silicone está relacionada a colonização por microrganismos, entretanto, é de conhecimento que o método e o produto de higiene podem alterar as características do material (Hatamleh et al., 2011; Farah; Sherriff; Coward, 2018; Chamaria et al., 2019; Cifter et al., 2019; Gupta et al., 2021). Embora seja necessário realizar a limpeza da prótese diariamente, ainda não existe um método eficaz e que, ao longo do tempo, não promova degradação das propriedades do material. O método mecânico empregando escovação não é recomendado por remover a pigmentação extrínseca da prótese, sendo a imersão química o método preferencial (Goiato et al., 2010a). Existem diversos produtos sendo testados para a higiene do silicone para prótese bucomaxilofacial (Eleni et al., 2013ab; Guiotti et al., 2016ab; Cevik; Yildirin-Bicer, 2017; Babu; Manju; Gopal, 2018; Tetteh; Bibb; Martin, 2018; Chamaria et al., 2019; El Afandy; Fawzy, 2019; Miranda et al., 2019; de Azevedo et al., 2022). De acordo com a literatura, sabão neutro, peróxido de hidrogênio e clorexidina são os produtos mais indicados pela eficácia no controle de microrganismos e por

causarem menos prejuízos às propriedades do material e sua matriz polimérica (Ariani et al., 2015; Griniari; Polyzois; Papadopoulos, 2015; Guiotti et al., 2016a; Cevik; Yildirin-Bicer, 2017; Pinheiro et al., 2018; Chamaria et al., 2019). Entretanto, a utilização desses produtos, ainda promove alteração das propriedades ao longo do tempo.

Buscando novos higienizadores protéticos na literatura, foi encontrado um estudo que empregou a higienização de próteses totais com triclosan a 0,15%, o qual demonstrou resultados satisfatórios no controle de microorganismos (Araújo et al., 2021). O tempo e a frequência de imersão empregados para a higiene da prótese também são fatores que influenciam na degradação das propriedades dos materiais (Babu; Manju; Gopal, 2018). Dessa forma, a higienização menos frequente parece reduzir os efeitos negativos dos produtos utilizados (Haddad et al., 2011b; Eleni et al., 2013ab; Kotha et al., 2017), justificando assim, nossa abordagem de imersão em solução higienizadora uma vez na semana.

A hipótese nula do presente trabalho foi rejeitada para as variáveis alteração de cor, dureza shore A, rugosidade de superfície, resistência à tração e resistência ao rasgamento uma vez que foram afetadas pela pigmentação, envelhecimento e protocolos de higiene.

O sucesso da reabilitação facial pode ser medido pela obtenção da mimetização da prótese na face do paciente, com a forma, textura, movimentação e cor semelhantes ao do tecido adjacente. Em relação a cor, ela tem papel fundamental para um resultado positivo do tratamento, sua estabilidade mantém uma estética agradável, porém, é uma característica de difícil reprodução, dependendo da curva de aprendizagem do profissional e sua durabilidade, da exposição do indivíduo a fatores externos, que podem afetar essa característica (Shihab; Abdul-Ameer, 2018; Alfenas et al., 2019). Embora os silicones, mesmo sem pigmentação, sejam dotados de uma instabilidade de cor que é inerente ao material (Hatamleh; Watts; 2010a), segundo a literatura, a insatisfação do paciente com a alteração de cor da prótese ao longo do tempo é o fator mais relevante na decisão de substituição da peça protética (Brandão et al., 2017) e, sabe-se também que fatores externos como tipo de pigmento, técnica de pigmentação, método e produto utilizado na higienização e mudanças térmicas e de umidade podem interferir ou até mesmo acelerar a degradação dessa propriedade (Cevik; Yildirin-Bicer, 2017; Mehta; Nandeeshwar, 2017; Farah; Sherriff, Coward, 2018; Chamaria et al., 2019; Miranda et al., 2019).

Para os dois silicones avaliados a pigmentação intrínseca promoveu maior estabilidade de cor ao longo do tempo frente às diferentes soluções higienizadoras, sugerindo que a incorporação do pigmento à matriz polimérica do material foi favorável. De modo geral, os resultados deste estudo demonstram uma degradação de cor significativa para o grupo incolor

e para o grupo de pigmentação intrínseca + extrínseca, corroborando com a literatura (Farah; Sherriff; Coward, 2018; Chamaria et al., 2019; Miranda et al., 2019). Outra maneira de analisar a alteração de cor do material, visando a sua aplicabilidade clínica é por meio da escala NBS, na qual variações até 3 são consideradas perceptíveis, mas clinicamente aceitáveis (Hatamleh; Watts, 2010a). No presente trabalho, ambos os materiais, MDX4-4210 e Silpuran 2420 com pigmentação intrínseca apresentaram valores dentro da faixa clinicamente aceitável, independente do tempo e da solução higienizadora.

A degradação de cor para o grupo incolor provavelmente corrobora que a instabilidade de cor é inerente ao material (Hatamleh; Watts, 2010a). Já a degradação de cor para o grupo com pigmentação intrínseca + extrínseca pode estar relacionada à absorção de substâncias, mudanças térmicas e de umidade (Mehta; Nandeeshwar, 2017) pelo pigmento extrínseco, e ainda, à modificação ou remoção da camada de pigmentação externa dos corpos de prova pelos métodos de lavagem e higienização empregados ao longo dos meses (Cevik; Yildirin-Bicer, 2017). Como a literatura sugere que isso é um fator de alteração de cor, cabe salientar que a superfície dos corpos de prova foi preparada com líquido pré pintura, visando melhorar a adesão entre o pigmento e o silicone, entretanto, tal procedimento pode não ter sido completamente eficaz, havendo necessidade de mais estudos sobre este procedimento.

O ensaio de dureza Shore A avalia a dureza superficial do material através da sua resistência relativa à penetração de uma ponta, que pode variar com o tempo, já que esses materiais apresentam grande resiliência, sendo capazes de absorver energia e se adaptar à deformação. Entretanto, para a dureza shore A, o resultado do ensaio não se expande para outras propriedades, como acontece em outras escalas de dureza, não podendo ser utilizado como parâmetro para a resistência ao desgaste, ao risco ou abrasão. O ensaio consiste em medir a dureza do material, através da profundidade de impressão de uma ponta perpendicular em sua superfície, utilizando uma carga e tempo pré-determinados e, a sua leitura pode variar com o decorrer do tempo ou com a utilização de materiais que interfiram nessa propriedade (Morgans; Lackovic; Cobbold, 1999).

O silicone MDX4-4210 apresentou maiores médias de dureza shore A que o Silpuran 2420, independente do período, pigmentação e protocolo de higiene. De acordo com os fabricantes, a dureza shore A do silicone Silpura 2420 é 12 e do mdx4-4210, é 30. Verifica-se, portanto, que os valores obtidos neste estudo foram próximos aos recomendados. De acordo com os resultados, o silicone MDX4-4210 é classificado como macio e o Silpuran 2420, como extra macio (Caetano, 2021). A literatura é controversa quanto à dureza Shore A ideal do silicone para prótese facial. Para alguns autores, os valores deveriam estar entre 25 a 35

unidades para garantir o acompanhamento dos movimentos faciais pela prótese sem perder a adaptação e a estética (Lewis; Castleberry, 1980; Goiato et al., 2009b). Porém, a escolha de um material com maior ou menor dureza depende da condição clínica, do órgão a ser reabilitado e das características teciduais do paciente (Saboya et al., 1997; Goiato et al., 2009b; Liravi; Toyserkani, 2018; Mousa, 2020). Assim, frente a estes apontamentos, os autores do presente estudo consideram que ambos os materiais podem ser empregados clinicamente, considerando as indicações específicas para cada caso.

Embora os silicones não tenham sido comparados estatisticamente, a variação da dureza do silicone MDX4-4210 ao longo do período experimental foi maior que a do silicone Silpuran 2420 para todas as condições, exceto na forma incolor exposta ao sabão neutro por 6 meses. De acordo com a literatura, este resultado pode estar relacionado com diferenças de densidade, peso molecular e ligação cruzada dos materiais (Eleni et al., 2014), bem como à polimerização contínua do material, processo que favorece as alterações na cadeia polimérica, aumentando ou diminuindo a densidade das ligações cruzadas (Goiato et al., 2010b; Guiotti, Goiato; dos Santos, 2010a). Entretanto, a caracterização microestrutural do presente trabalho mostrou que os materiais são estruturalmente semelhantes. Assim, uma hipótese para as diferenças encontradas pode ser a resposta individual de cada material frente a sua exposição à diferentes temperatura e umidade, iluminação e agentes higienizadores, que podem promover a foto-oxidação, hidrólise ou até mesmo decomposição do material (Goiato et al., 2009b; Hatamleh et al., 2010). Ainda, a diminuição da densidade das ligações cruzadas da cadeia polimérica favorece a diminuição da dureza do material (Bibars et al., 2018). No presente estudo, isto não ocorreu com nenhum dos materiais, visto que as variações são positivas, indicando aumento da dureza ao longo do tempo. A literatura indica que o aumento da dureza pode promover um efeito negativo na aceitação do paciente, devido a alterações nas bordas da prótese e conseqüentemente, desadaptação (Goiato et al., 2009b). No entanto, a variação máxima de dureza foi de 3,78 pontos, e considerando os valores iniciais, essa variação dificilmente afetaria a qualidade da prótese.

Ambos os silicones com a pigmentação intrínseca + extrínseca apresentaram variações de dureza shore A menores ou iguais aos silicones com pigmentação intrínseca. A pigmentação intrínseca + extrínseca é uma etapa necessária para a obtenção de próteses realistas e estéticas, e estes resultados concordam com um estudo que verifica que a adição de um pigmento específico para silicone não afeta a sua dureza (dos Santos et al., 2020). Por outro lado, os resultados são contrários aos encontrados por Pinheiro et al. (2014) e Abdullah e Abdul-Ameer (2018), pois os autores constataram que a pigmentação extrínseca promoveu maior alteração na

dureza quando comparada à pigmentação intrínseca e ao silicone incolor. Embora os autores justifiquem que o aumento da dureza possa ser consequência da dupla polimerização, o tipo de pigmento pode ter influenciado, visto que o presente estudo utilizou um pigmento próprio para silicone e não o pó de maquiagem.

Em relação aos efeitos dos protocolos de higiene na variação da dureza, é possível indicar o uso dos dois protocolos experimentais com os dois silicones com pigmentação intrínseca + extrínseca, pois os valores foram semelhantes ou menores que os valores do grupo controle, independente do envelhecimento.

A rugosidade superficial de um material pode ser definida como as saliências e reentrâncias presentes em sua superfície real, quando comparada a sua forma ideal, sem rugosidade. Portanto, a avaliação da rugosidade de superfície de um material empregado para confecção de próteses é mensurada para avaliar o seu desempenho clínico, já que níveis aumentados de rugosidade dificultam sua higienização e favorecem a adesão bacteriana, com consequente desenvolvimento de biofilme e manchamento da peça. Além de comprometimento da estética, isso aumenta significativamente o risco de lesões e infecções aos tecidos do paciente (Kuhar; Funduk, 2005). Essa propriedade, através de normas preconizadas, geralmente é avaliada pela média aritmética das variações encontradas durante a leitura. A linha média acompanha a direção geral da amostra determinando áreas acima e abaixo, de forma que a soma das áreas superiores seja igual à soma das áreas inferiores (Josso, Burton; Lalor, 2002). A rugosidade superficial de um material pode ser afetada pela ineficiente homogeneização da mistura, uso de proporções incorretas das partes do silicone, assim como pela espatulação inadequada, o que pode acarretar na incorporação de bolhas (Hatamleh, Watts, 2011). Com base nesta premissa, o presente estudo optou pela espatulação a vácuo dos silicones.

Para ambos os materiais, o grupo que apresentou a menor variação da rugosidade de superfície foi o incolor, indicando que a pigmentação pode influenciar na rugosidade superficial do material (Babu; Manju; Gopal, 2018; Shihab; Abdul-Ameer, 2018). Ainda, na forma incolor, a variação da rugosidade foi maior após o envelhecimento acelerado, quando comparado ao primeiro período experimental, independentemente dos protocolos de higiene. Estes resultados corroboram com a literatura (Babu; Manju; Gopal, 2018; Shihab; Abdul-Ameer, 2018; El Afandy; Fawzy, 2019; Rahman et al., 2022). Por outro lado, os dois materiais com pigmentação intrínseca + extrínseca apresentaram a menor variação da rugosidade ao final do último período experimental, para todos os protocolos de higiene ao passo que, ao longo dos primeiros 6 meses a variação foi maior. Os resultados indicam que houve aumento da rugosidade após aplicação dos mesmos, visto que a variação foi sempre positiva (Tetteh; Bibb; Martin, 2018; Chamaria et

al., 2019; El Afandy; Fawzy; 2019; Miranda et al., 2019). Estes resultados contradizem relatos da diminuição da rugosidade com exposição dos silicões a soluções químicas desinfetantes (Babu; Manju, Gopal, 2018; Goiato et al., 2009b), o que pode ser explicado em função do tipo de solução, concentração usada e período de exposição, associado à fricção causada durante a lavagem da superfície dos corpos de prova com sabão, que pode levar à remoção do pigmento. A literatura contraindica a utilização de método mecânico para higiene de silicone (Goiato et al., 2010a), entretanto, o uso de soluções químicas isoladas precisa ser avaliado com cautela, visto que não removem os *debris* da superfície.

Analisando o silicone MDX4-4210 com os dois tipos de pigmentação, verifica-se que os protocolos de higiene promoveram variações de rugosidade semelhantes entre si após 6 meses de uso e que, após o último período avaliado, os grupos expostos ao peróxido de hidrogênio a 2% e ao triclosan 0,15% apresentaram menor variação que o do sabão neutro. Para o silicone Silpuran 2420 com pigmentação intrínseca + extrínseca, os protocolos promoveram variação semelhante, independente do período avaliado. Este resultado é favorável em relação à necessidade clínica de higienização das próteses, visto que ambas as soluções apresentaram comportamento semelhante ao uso do sabão neutro isolado nos materiais pigmentados na forma extrínseca, podendo favorecer o controle microbiano sem degradar a superfície.

A resistência à tração, indicada pelo ponto máximo na curva de tensão *vs* deformação, é a máxima tensão que o material pode suportar antes de se romper. É classificada como uma propriedade intensiva, ou seja, seu valor independe do tamanho da amostra, entretanto, é dependente de fatores relacionados a confecção da amostra e a presença ou não de defeitos na superfície após sua confecção. Correlacionando as características dessa propriedade para as reabilitações em prótese bucomaxilofacial, ela indica o quanto uma prótese de silicone pode ser esticada antes de romper, demonstrando a sua capacidade de resistir aos movimentos e mímicas faciais sem sofrer danos permanentes (Polyzois; Pettersen, 1998).

Os resultados indicaram que os materiais apresentaram comportamentos diferentes frente aos fatores aplicados. Os valores de resistência à tração do silicone MDX4-4210 aumentaram com o uso das soluções higienizadoras, podendo ser considerado um resultado positivo. Por ser um silicone com alta carga, possivelmente as soluções higienizadoras foram absorvidas pela matriz polimérica promovendo o aumento dos valores para a propriedade (Eleni et al., 2013a). Para o silicone Silpuran 2420 incolor, os protocolos de higiene não promoveram alteração da resistência à tração. Entretanto, verifica-se que para os grupos pigmentados, houve queda dos valores após a instituição dos protocolos, indicando que os mesmos afetaram negativamente o material. Cabe salientar, porém, que os valores apresentados ainda são muito

maiores que o necessário para remoção da prótese de sua posição. Estes resultados corroboram a maioria dos estudos que avaliaram a influência da pigmentação e da higienização sobre a propriedade (Hatamleh et al, 2011; Eleni et al., 2013a; Nguyen et al., 2013; Al-Harbi et al., 2015).

Outra característica de extrema importância da prótese bucomaxilofacial, para que ela cumpra seu papel estético e se apresente mimetizada na face do paciente, é a mínima espessura das bordas a fim de favorecer o término em íntimo contato com os tecidos do paciente, sem perder a resistência ao rasgamento durante o uso (Hatamleh; Watts, 2010b; Shakir; Abdul-Ameer, 2018). Porém, em decorrência do uso diário pelo paciente, as próteses são submetidas aos efeitos dos fluidos corporais, radiação solar, agentes adesivos e produtos para a higienização, que, de maneira geral, tendem a iniciar a deterioração da peça pelas bordas, com perda da integridade marginal, provocando danos permanentes a prótese e levando a necessidade de sua substituição (Guiotti; Goiato; dos Santos, 2010b).

Deste modo, a propriedade de resistência ao rasgamento é um indicativo da eficiência clínica do material e de sua capacidade de manter a integridade marginal da peça protética. Embora antigo, os valores dessa propriedade ainda seguem os padrões estabelecidos por Lewis e Castleberry (1980), definindo que a resistência ao rasgamento dos silicones utilizados na reabilitação facial deve situar-se entre 5,5kgf/cm e 18,0kgf/cm.

Por meio dos resultados obtidos pode-se notar que os valores de resistência ao rasgamento do silicone MDX4-4210 foram maiores que os do silicone Silpuran 2420. Analisando os efeitos da pigmentação e da higienização sobre o silicone MDX4-4210, verifica-se uma tendência de manutenção ou aumento dos valores de resistência ao rasgamento após a sua exposição aos protocolos de higiene quando comparados com os valores iniciais, situação que sugere que os processos de pigmentação e higiene não foram prejudiciais ao material. Já para o silicone Silpuran 2420, pode-se observar que apenas o grupo com pigmentação intrínseca + extrínseca apresentaram valores semelhantes ao valor inicial após exposição ao peróxido de hidrogênio a 2% e ao triclosan 0,15%. Frente a esses comportamentos distintos, pode-se depreender que os fatores aplicados atuaram de maneira diferente, ao longo do tempo, na cadeia polimérica dos materiais estudados, promovendo a manutenção ou aumento da resistência após o período avaliado (Eleni et al., 2007; Al-Harbi et al., 2015).

A comparação destes resultados com a literatura é limitada pois, dentre os artigos similares a essa pesquisa, apenas um estudo avaliou a resistência ao rasgamento do silicone MDX4-4210 e em condições diferentes (Nguyen et al., 2013). Para o silicone Silpuran 2420,

não é de nosso conhecimento estudos que empregaram a sua utilização na área de prótese bucomaxilofacial.

Com objetivo de comparar com os resultados da literatura, quando convertidos de N/mm para Kgf/cm, os valores obtidos no presente estudo, variaram entre 0,48 kgf/cm e 3,70 kgf/cm para o silicone Silpuran 2420, e entre 2,15 kgf/cm e 8,17 kgf/cm para o silicone MDX4-4210. Embora ambos os materiais apresentem valores abaixo dos preconizados (Lewis; Castleberry, 1980), valores acima de 1 kgf/cm representam uma força muito maior àquela empregada pelo paciente ao remover sua prótese, a menos que se empreguem métodos de retenção como implantes associados a barra clip ou magnetos, onde a força para remoção é maior quando comparada aos métodos mecânicos, como armação de óculos e adesivos. Porém, os valores dessas forças são desconhecidos, o que não nos permite dizer que os materiais avaliados apresentam resistência aquém do desejado.

Para os silicones, tanto as resistências à tração quanto ao rasgamento foram inferiores aos recomendados pelos fabricantes, mesmo na forma incolor. Este fato pode ser atribuído às diferenças no ciclo de polimerização utilizados. Neste estudo, empregou-se a polimerização de ambos os silicones a 100° C por 1 hora por ser viável clinicamente e garantir a cura adequada do material.

A espectrometria vibracional de infravermelho (FTIR) é uma técnica de irradiação eletromagnética de infravermelho sobre a amostra. A região do infravermelho corresponde a faixa de comprimento de onda visível e micro-ondas. Embora os fótons dessa radiação não tenham energia para produzir transições, eles fazem com que os átomos vibrem ao redor de suas ligações e, desse modo, as moléculas absorvem o infravermelho correspondente a energia necessária para as transições das ligações presentes nessa molécula específica. Cada ligação possui uma frequência vibracional e como não é possível criar duas amostras idênticas, sendo a amostra um composto, os padrões vibracionais nunca serão idênticos, sendo então realizada a identificação dos grupamentos químicos presentes na estrutura do material através da interpretação do espectro obtido (Griffiths; de Hasseth, 2007).

Em alguns espectrômetros são utilizados dois feixes de luz, um que irradia a amostra e o outro que irradia o material de referência. Durante a varredura, o equipamento permite uma frequência de luz por vez, registrando a diferença de intensidade de radiação transmitida e o feixe de referência como gráfico, nos eixos x e y. Geralmente as amostras estão posicionadas entre um par de placas transparentes a radiação infravermelha e na trajetória da luz. Nesse aparelho é possível verificar amostras gasosas, líquidas e sólidas (Griffiths; de Hasseth, 2007).

Geralmente esse ensaio não é utilizado para fins quantitativos, já que a maioria das

amostras são substâncias complexas, gerando durante a varredura, a sobreposição das bandas dos espectros obtidos. Desse modo, o ensaio é realizado para fins qualitativos, ou seja, para reunir informações sobre os grupos funcionais presentes na amostra através da identificação presuntiva, realizando a comparação dos resultados obtidos com bancos de dados de espectros ou pelas bandas de absorção registradas (Silverstein et al., 2019).

Aplicando essa metodologia no presente estudo, que utilizou pigmentação e envelhecimento das amostras como fatores de variação, os resultados mostraram que os picos vibracionais mantiveram-se preservados para os dois materiais bem como foram identificados grupamentos químicos semelhantes entre as amostras, independentemente da pigmentação, indicando que a adição dos pigmentos não interferiu no processo de polimerização e composição das amostras. Portanto, a proporção de pigmento e tempo de envelhecimento empregados não interferiram na polimerização do material, gerando reações tardias ou alterações estruturais nos materiais, achados semelhantes aos encontrados na literatura (Pinheiro et al., 2014; Griniari; Polyzois; Papadopoulos, 2015; Abdalqadir; Faraj; Azhdar, 2022).

Os ensaios de calorimetria exploratória (DSC) e termogravimetria foram realizados simultaneamente. A calorimetria exploratória é um ensaio termoanalítico que mede a diferença de energia fornecida à amostra e uma referência quando atingem determinada temperatura. É utilizada para identificar e caracterizar materiais e a sua estabilidade por meio da aferição da alteração de entalpia associada a decomposição da amostra em função da temperatura ou tempo, o que pode relacionar-se a possível alteração das propriedades físicas, químicas e estruturais do material (Eleni et al., 2007).

A termogravimetria (TGA) é um ensaio analítico utilizado para caracterizar as propriedades físicas e químicas de um material, no qual a massa da amostra é medida em função da programação controlada da temperatura em uma atmosfera também controlada, afim de identificar as transições térmicas como a temperatura de transição vítrea, temperatura de fusão, temperatura de cristalização, temperatura de oxidação, entalpia de fusão.

Os resultados obtidos pelas análises térmicas corroboram os resultados obtidos pela espectroscopia vibracional, os quais indicam que os fatores de variação aplicados aos materiais não resultaram em alterações estruturais. As amostras de ambos materiais iniciaram o processo contínuo de decomposição por volta dos 300° C, gerando de 35% a 57% em massa de resíduo de dióxido de silício (SiO₂) e carvão de silício (SiC), o que pode ser justificado pela diferença de proporções em quantidade de carbono e oxigênio na composição dos silicões. Também nota-se que a perda de massa inicial não é perfeitamente monotônica, havendo a presença de

processos oxidativos minoritários, o que sugere a presença de oxigênio ocluso nas amostras, por exemplo na forma de bolhas incorporadas ao material durante a confecção. Já a perda de massa em atmosfera anóxica, foi consistente com a liberação de produtos da hidrólise de siloxanos com a formação de água e dióxido de carbono (CO₂).

O pico exotérmico principal, por volta dos 500°C, foi correspondente ao processo de despolimerização dos silicones e, comparando todas as amostras, a variação das temperaturas foi muito pequena, sendo os valores de MDX4-4210 cerca de 10% maiores quando comparados aos do silicone Silpuran 2420, sugerindo similaridade entre os materiais. Entretanto, cabe ressaltar que as temperaturas necessárias para a degradação de ambos silicones foram muito superiores às vivenciadas no cotidiano. Essa variação de valores não parece estar relacionada à presença de pigmento, assim como esse fator não parece alterar os processos observados no ensaio, sugerindo que houve a integração dos pigmentos adicionados as amostras durante a sua manipulação e polimerização.

Dentre as limitações deste estudo, pode-se citar a ausência de estudos com Silpuran 2420 para comparar os resultados; por outro lado, essa condição mostra que os resultados são inovadores. A análise de rugosidade foi realizada com o método de contato (rugosímetro). Outra limitação reside no mecanismo de envelhecimento artificial utilizado, que difere do processo de envelhecimento natural. Entretanto, a análise consecutiva do material por 12 meses foi inviável para este estudo, portanto o uso do envelhecimento acelerado foi necessário para obter resultados semelhantes a um longo período de avaliação. Em geral, a comparação dos resultados é um processo difícil, devido ao número variado de elastômeros de silicone estudados, diferentes padrões empregados na preparação de corpos de prova e testes experimentais, bem como parâmetros usados na criação de condições de envelhecimento simuladas. Estudos futuros podem ser conduzidos para análise da superfície empregando microscopia confocal, maior tempo de envelhecimento para a realização dos ensaios de resistência à tração e resistência ao rasgamento e ainda, estudos que avaliem o comportamento do silicone Silpuran 2420 frente a adesão de biofilme e a ação antimicrobiana dos protocolos de higiene também são necessários.

6. Conclusão

Considerando as limitações deste estudo e avaliando os resultados obtidos pode-se concluir que:

1. A pigmentação intrínseca promoveu maior estabilidade de cor ao longo do tempo, apresentando valores dentro da faixa clinicamente aceitável, independente do tempo e da solução higienizadora, para ambos os silicones.
2. Com relação às variações de dureza shore A, para ambos silicones com pigmentação intrínseca + extrínseca, os resultados foram semelhantes ou menores que do grupo controle com os dois protocolos de higiene, independente do envelhecimento.
3. Ambos silicones com pigmentação intrínseca + extrínseca apresentaram comportamento semelhantes quanto à variação da rugosidade superficial quando expostos aos protocolos de higiene experimentais.
4. Para a propriedade de resistência à tração, os dois silicones apresentaram valores inferiores aos encontrados na literatura, independentemente dos fatores de variação.
5. Os fatores aplicados atuaram de maneira diferente na resistência ao rasgamento dos silicones, ao longo do tempo, promovendo a manutenção ou aumento da resistência após o período avaliado.
6. As características microestruturais mostraram que os dois silicones são semelhantes em sua composição química e que ambos sofrem degradação em temperaturas acima de 300° C, independentemente do tipo de pigmentação, protocolos de higiene e tempo.

7. Referências Bibliográficas

1. Abdalqadir M, Faraj S, Azhdar B. An evaluation of a technique to improve the mechanical properties of maxillofacial silicone elastomers with zinc oxide nanoparticles. *J Prosthetic Dent.* 2022;128(3):531–38.
2. Abdullah HA, Abdul-Ameer FM. Evaluation of some mechanical properties of a new silicone elastomer for maxillofacial prostheses after addition of intrinsic pigments. *Saudi Dent J.* 2018;30(4):330–36.
3. Abdul-Ameer FM. Impact of a mixture of nanofiller and intrinsic pigment on tear strength and hardness of two types of maxillofacial silicone elastomers. *Dental Res J.* 2020;17(4):251–57.
4. Alfenas ER, da Silva J, Silveira M, Fonseca M, de Arruda J, Moreno AA. Painting technique using ceramic pigments for the artificial iris of an ocular prosthesis guided by applying newton's color wheel. *J Prosthodont.* 2019;28(2):e822–e825.
5. Al-Harbi FA, Ayad NM, Saber MA, ArRejaie AS, Morgano SM. Mechanical behavior and color change of facial prosthetic elastomers after outdoor weathering in a hot and humid climate. *J Prosthet Dent.* 2015;113(2):146–51.
6. Al-Naser HZ, Abdul-Ameer MF. Effect of addition of the intrinsic pigment on the some physical and mechanical properties of modified silicone elastomer with nano yttrium oxide. *J Res Med Dent Sci.* 2022;10 (3):180-87.
7. Andres CJ, Haug SP. Facial prosthesis fabrication: coloration techniques. In: Taylor TD, editors. *Clinical maxillofacial prosthetics.* Quintessence Publishing Co, Inc; Chicago IL. 2000:233-44.
8. Anitha KV, Behanam M, Ahila SC, Jei JB. A custom made intrinsic silicone shade guide for indian population. *J Clin Diagn Res.* 2016;10(4):ZC27–ZC30.
9. Araújo CB, Ribeiro AB, Fortes CV, Bueno FL, De Wever B, Oliveira VC, et al. Effect of local hygiene protocols on denture-related stomatitis, biofilm, microbial load, and odor: A randomized controlled trial. *J Prosthet Dent.* 2021;15:S0022-3913(20)30808-8.
10. Ariani N, Visser A, Teulings MR, Dijk M, Rahardjo TB, Vissink A, et al. Efficacy of cleansing agents in killing microorganisms in mixed species biofilms present on silicone facial prostheses - an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2015;19(9):2285–93.
11. Babu AS, Manju V, Gopal VK. Effect of chemical disinfectants and accelerated aging on maxillofacial silicone elastomers: An In vitro Study. *Indian J Dent Res.* 2018;29(1):67–73.

12. Bankoğlu M, Oral I, Gül EB, Yılmaz H. Influence of pigments and pigmentation methods on color stability of different silicone maxillofacial elastomers after 1-year dark storage. *J Craniofac Surg.* 2013;24(3):720-4.
13. Becker C, Becker AM, Dahlem K, Offergeld C, Pfeiffer J. Aesthetic and functional outcomes in patients with a nasal prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017;46(11):1446–50.
14. Bibars A, Al-Hourani Z, Khader Y, Waters M. Effect of thixotropic agents as additives on the mechanical properties of maxillofacial silicone elastomers. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4):671–75.
15. Bishal AK, Wee AG, Barão V, Yuan JC, Landers R, Sukotjo C, Takoudis CG. Color stability of maxillofacial prosthetic silicone functionalized with oxide nanocoating. *J Prosthet Dent.* 2019;121(3):538–43.
16. Brandão TB, Vechiato Filho AJ, de Souza Batista VE, Prado Ribeiro AC, Filho HN, Chilvarquer I, et al. Assessment of treatment outcomes for facial prostheses in patients with craniofacial defects: A pilot retrospective study. *J Prosthet Dent.* 2017;118(2):235–41.
17. Bulbulian AH. Maxillofacial prosthetics: evolution and practical application in patient rehabilitation. *J Prosthet Dent.* 1965;15:544–69.
18. Caetano MJL. Dureza. <https://www.ctborracha.com/borracha-sintese-historica/propriedades-das-borrachas-vulcanizadas/propriedades-fisicas/propriedades-mecanicas/dureza/>
19. Cain JR. Custom ocular prosthetics. *J Prosthet Dent.* 1982;48:690–94.
20. Camino G et al. Polydimethylsiloxane thermal degradation. Part 1. Kinetic aspects; *Polymer.* 2001;42:2395–402.
21. Cardoso MS, Araújo PG, Cardoso AJ, Cardoso SM, Morais LC. Implicações psicossociais em pacientes com perda do globo ocular. *Rev Cir Traumatol Buco-maxilo-fac.* 2007;7(1):79-84.
22. Cevik P, Eraslan O. Effects of the addition of titanium dioxide and silanated silica nanoparticles on the mechanical properties of maxillofacial silicones. *J Prosthodont.* 2017;26(7):611–15.

23. Cevik P, Yildirim-Bicer AZ. Effect of different types of disinfection solution and aging on the hardness and colour stability of maxillofacial silicone elastomers. *Int J Artif Organs*. 2017;9:0.
24. Chamaria A, Aras MA, Chitre V, Rajagopal P. Effect of chemical disinfectants on the color stability of maxillofacial silicones: an in vitro study. *J Prosthodont*. 2019;28(2):e869–e872.
25. Cifter ED, Ozdemir-Karatas M, Cinarli A, Sancakli E, Balik A, Evlioglu G. In vitro study of effects of aging and processing conditions on colour change in maxillofacial silicone elastomers. *BMC Oral Health*. 2019;19(1):122.
26. Commission Internationale de L'Eclairage. *Colorimetry*, CIE Publication 15.2. Vienna, CIE Central Bureau, 1986.
27. Cruz R, Ross MT, Powell SK, Woodruff MA. Advancements in soft-tissue prosthetics part b: the chemistry of imitating life. *Front Bioeng Biotechnol*. 2020;8:147.
28. de Azevedo MN, Marques NT, Fonseca M, Schuch LF, de Arruda J, Santos VR, et al. Disinfectant effects of Brazilian green propolis alcohol solutions on the *Staphylococcus aureus* biofilm of maxillofacial prosthesis polymers. *J Prosthet Dent*. 2022;128(6):1405-11.
29. de Caxias FP, Dos Santos DM, Bannwart LC, de Moraes Melo Neto CL, Goiato MC. Classification, History, and Future Prospects of Maxillofacial Prosthesis. *Int J Dent*. 2019;18:8657619.
30. den Tonkelaar I, Henkes HE, van Leersum GK. Herman Snellen (1834-1908) and Müller's 'reform-auge'. A short history of the artificial eye. *Doc Ophthalmol*. 1991;77(4):349-54.
31. Dootz ER, Koran A, 3rd, Craig RG. Physical properties of three maxillofacial materials as a function of accelerated aging. *J Prosthet Dent*. 1994;71(4):379–83.
32. Dos Santos DM, de Caxias FP, Bitencourt SB, Turcio KH, Pesqueira AA, Goiato MC. Oral rehabilitation of patients after maxillectomy. A systematic review. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2018;56(4):256–66.
33. Dos Santos DM, Goiato MC, Sinhoreti MA, Fernandes AU, Ribeiro Pdo P, Dekon SF. Color stability of polymers for facial prosthesis. *J Craniofac Surg*. 2010;21(1):54-8.
34. Dos Santos DM, Goiato MC, Sinhoreti MA, Moreno A, Dekon SF, Haddad MF, et al. Influence of natural weathering on colour stability of materials used for facial prosthesis. *J Med Eng Technol*. 2012;36(5):267-70.

35. El Afandy HM, Fawzy AM. Evaluation of mechanical properties of maxillofacial silicone after long-term exposure to different conditions. *Egyptian Dental J.* 2019;65(3):2681-89.
36. Eleni PN, Krokida MK, Frangou MJ, Polyzois GL, Maroulis ZB, Marinos-Kouris D. Structural damages of maxillofacial biopolymers under solar aging. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18(9):1675-81.
37. Eleni PN, Katsavou I, Krokida MK, Polyzois GL, Gettleman L. Mechanical behavior of facial prosthetic elastomers after outdoor weathering. *Dent Mater.* 2009;25(12):1493-1502.
38. Eleni PN, Perivoliotis D, Dragatogiannis DA, Krokida MK, Polyzois GL, Charitidis CA, et al. Tensile and microindentation properties of maxillofacial elastomers after different disinfecting procedures. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;28:147-155. a
39. Eleni PN, Krokida MK, Polyzois GL, Gettleman L. Effect of different disinfecting procedures on the hardness and color stability of two maxillofacial elastomers over time. *J Appl Oral Sci.* 2013;21(3):278-83. b
40. Eleni PN, Krokida MK, Polyzois GL, Gettleman L. Dynamic mechanical thermal analysis of maxillofacial prosthetic elastomers: the effect of different disinfecting aging procedures. *J Craniofac Surg.* 2014;25(3):e251-e255.
41. Farah A, Sherriff M, Coward T. Color stability of nonpigmented and pigmented maxillofacial silicone elastomer exposed to 3 different environments. *J Prosthet Dent.* 2018;120(3):476-82.
42. Ferreira MA, Pereira-Cenci T, Rodrigues de Vasconcelos LM, Rodrigues-Garcia RC, Del Bel Cury AA. Efficacy of denture cleansers on denture liners contaminated with *Candida* species. *Clin Oral Investig.* 2009;13:237-42.
43. Fonseca EP, Rode R, Rosa MP. Íris em prótese ocular. *Rev Assoc Paul Cir Den* 1973;27:360-68.
44. Fonseca EP, Rose M. História da prótese ocular. In: Fonseca E.P. *Prótese ocular.* São Paulo: Panamed. 1987; Cap 2, p. 19-37.
45. Goiato MC, Pesqueira AA, dos Santos DM, Zavanelli AC, Ribeiro P. Color stability comparison of silicone facial prostheses following disinfection. *J Prosthodont.* 2009;18(3):242-44. a

46. Goiato MC, Pesqueira AA, Santos DM, Dekon SF. Evaluation of hardness and surface roughness of two maxillofacial silicones following disinfection. *Braz Oral Res.* 2009;23:49-53. b
47. Goiato MC, Zucolotti BC, Mancuso DN, dos Santos DM, Pellizzer EP, Verri FR. Care and cleaning of maxillofacial prostheses. *J Craniofac Surg.* 2010;21(4):1270–73. a
48. Goiato MC, Haddad MF, Santos DM, Pesqueira AA, Moreno A. Hardness evaluation of prosthetic silicones containing opacifiers following chemical disinfection and accelerated aging. *Raz Oral Res.* 2010;24(3):303–08. b
49. Goiato MC, Haddad MF, Pesqueira AA, Moreno A, Dos Santos DM, Bannwart LC. Effect of chemical disinfection and accelerated aging on color stability of maxillofacial silicone with opacifiers. *J Prosthodont.* 2011;20(7):566–69.
50. Goiato MC, Bannwart LC, Haddad MF, dos Santos DM, Pesqueira AA, Miyahara GI. Fabrication techniques for ocular prostheses - an overview. *Orbit.* 2014;33(3):229–33.
51. Griffiths P, de Hasseth JA. *Fourier Transform Infrared Spectrometry.* 2^a ed. Wiley-Blackwell. 2007. ISBN 978-0-471-19404-0.
52. Griniari P, Polyzois G, Papadopoulos T. Color and structural changes of a maxillofacial elastomer: the effects of accelerated photoaging, disinfection and type of pigments. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2015;13(2):e87-91.
53. Guiotti AM, Goiato MC, dos Santos DM. Evaluation of the Shore A hardness of silicone for facial prosthesis as to the effect of storage period and chemical disinfection. *J Craniofac Surg.* 2010;21(2):323–27. a
54. Guiotti AM, Goiato MC, dos Santos DM. Marginal deterioration of the silicone for facial prosthesis with pigments after effect of storage period and chemical disinfection. *J Craniofac Surg.* 2010;21(1):142–45. b
55. Guiotti AM, Cunha BG, Paulini MB, Goiato MC, Dos Santos DM, Duque C, et al. Antimicrobial activity of conventional and plant-extract disinfectant solutions on microbial biofilms on a maxillofacial polymer surface. *J Prosthet Dent.* 2016;116(1):136–43. a
56. Guiotti AM, Goiato MC, Dos Santos DM, Vechiato-Filho AJ, Cunha BG, Paulini MB, et al. Comparison of conventional and plant-extract disinfectant solutions on the hardness and color stability of a maxillofacial elastomer after artificial aging. *J Prosthet Dent.* 2016;115(4):501–08. b

57. Güngör MB, Karakoca Nemli S, Turhan Bal B, Kaşko Arıcı Y. Effect of ultraviolet protective agents on maxillofacial silicone elastomer, part 2: Mechanical properties after artificial aging. *J Prosthet Dent.* 2021;S0022-3913(21)00349-8.
58. Gunay Y, Kurtoglu C, Atay A, Karayazgan B, Gurbuz CC. Effect of tulle on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. *Dent Mater J.* 2008;27(6):775–79.
59. Gupta P, Deshpande S, Radke U, Ughade S, Sethuraman R. The color stability of maxillofacial silicones: A systematic review and meta analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2021;21(2):138–49.
60. Haddad MF, Goiato MC, Dos Santos DM, Pesqueira AA, Moreno A, Pellizzer EP. Influence of pigment and opacifier on dimensional stability and detail reproduction of maxillofacial silicone elastomer. *J Craniofac Surg.* 2011;22(5):1612–16. a
61. Haddad MF, Goiato MC, Dos Santos DM, Moreno A, Filipe D'almeida N, Alves Pesqueira A. Color stability of maxillofacial silicone with nanoparticle pigment and opacifier submitted to disinfection and artificial aging. *J Biomed Opt.* 2011;16(9):095004. b
62. Han Y, Zhao Y, Xie C, Powers JM, Kiat-amnuay S. Color stability of pigmented maxillofacial silicone elastomer: effects of nano-oxides as opacifiers. *J Dent.* 2010;38:e100–e105.
63. Hatamleh MM, Watts DC. Effect of extraoral aging conditions on color stability of maxillofacial silicone elastomer. *J Prosthodont.* 2010;19(7):536–43. a
64. Hatamleh MM, Watts DC. Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers. *Dent Mater.* 2010;26(2):185–91. b
65. Hatamleh MM, Haylock C, Watson J, Watts DC. Maxillofacial prosthetic rehabilitation in the UK: a survey of maxillofacial prosthetists' and technologists' attitudes and opinions. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(12):1186–192.
66. Hatamleh MM, Polyzois GL, Silikas N, Watts DC. Effect of extraoral aging conditions on mechanical properties of maxillofacial silicone elastomer. *J Prosthodont.* 2011;20(6):439–46.
67. Hatamleh MM, Watts DC. Porosity and color of maxillofacial silicone elastomer. *J Prosthodont.* 2011;20(1):60–6.

68. Hatamleh MM, Polyzois GL, Nuseir A, Hatamleh K, Alnazzawi A. Mechanical properties and simulated aging of silicone maxillofacial elastomers: advancements in the past 45 years. *J Prosthodont.* 2016;25(5):418–26.
69. Haug SP, Andres CJ, Moore BK. Color stability and colorant effect on maxillofacial elastomers. Part III: weathering effect on color. *J Prosthet Dent.* 1999;81(4):431–38.
70. Heindl LM, Trester M, Guo Y, Zwiener F, Sadat N, Pine NS et al. Anxiety and depression in patients wearing prosthetic eyes. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2021;259(2):495-503.
71. Huber H, Studer SP. Materials and techniques in maxillofacial prosthodontic rehabilitation. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2002;14(1):73–93.
72. Josso B, Burton DR, Lalor MJ. Frequency normalized wavelet transform for surface roughness analysis and characterization. *Wear.* 2002;252(5):491-500.
73. Kantola RM, Kurunmäki H, Vallittu PK, Lassila LV. Use of thermochromic pigment in maxillofacial silicone elastomer. *J Prosthet Dent.* 2013;110(4):320–25.
74. Kanakaraj SK, HK Ravichandran, R Nair, VV Janardanan, KS DV. Effect of extraoral aging conditions on the color stability of high temperature vulcanizing and room temperature vulcanizing maxillofacial silicone elastomers: An in vitro study. *Int J Appl Dent Sci.* 2022;8:556-60.
75. Kelley JJ. History of ocular prosthesis. *Int Ophtalmol Clin.* 1971;10:713-19.
76. Kiat-amnuay S, Beerbower M, Powers JM, Paravina RD. Influence of pigments and opacifiers on color stability of silicone maxillofacial elastomer. *J Dent.* 2009;37:e45-50.
77. Kotha SB, Ramakrishnaiah R, Devang Divakar D, Celur SL, Qasim S, Matinlinna JP. Effect of disinfection and sterilization on the tensile strength, surface roughness, and wettability of elastomers. *J Investig Clin Dent.* 2017;8:e12244
78. Kuhar M, Funduk N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. *J Prosthet Dent.* 2005;93(1):76–85.
79. Linley E, Denyer SP, McDonnell G, Simons C, Maillard JY. Use of hydrogen peroxide as a biocide: new consideration of its mechanisms of biocidal action. *J Antimicrob Chemother.* 2012;67:1589-96.
80. Liravi F, Toyserkani E. Additive manufacturing of silicone structures: A review and prospective. *Additive Manufacturing.* 2018;24:232–42.

81. Lewis DH, Castleberry DJ. An assessment of recent advances in external maxillofacial materials. *J Prosthet Dent.* 1980;43(4):426–32.
82. Maida AFP, Daher C, Pinheiro JB, Paranhos HFO, Macedo AP, Silva CHL. Evaluation of the hardness of a medical silicone with potential application in facial prosthesis. *Rev Odont Br Central.* 2011;20(55):329-34.
83. Malateaux G, Salazar-Gamarra R, de Souza Silva J, Gallego Arias Pecorari V, Suffredini IB, Dib LL. Ultraviolet C as a method of disinfecting medical silicone used in facial prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2021;126(3):452.e1-452.e6.
84. Mat-Rani S, Chotprasert N, Srimaneekarn N, Choonharuangej S. Fungicidal effect of lemongrass essential oil on candida albicans biofilm pre-established on maxillofacial silicone specimens. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2021;11(5):525-30.
85. Mehta S, Nandeeshwar DB. A spectrophotometric analysis of extraoral aging conditions on the color stability of maxillofacial silicone. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017;17(4):355–60.
86. Meran Z, Besinis A, De Peralta T, Handy RD. Antifungal properties and biocompatibility of silver nanoparticle coatings on silicone maxillofacial prostheses in vitro. *J Biomed Mater Res. Part B, Applied biomaterials.* 2018;106(3):1038–51.
87. Miranda NB, de Arruda JAA, de Almeida SBM, Dos Santos EG, Medeiros IS, Moreno A. Optical parameters and hardness of two maxillofacial elastomers after immersion in different solutions of *Brazilian green* propolis extract. *J Prosthet Dent.* 2019;122(2):168-75.
88. Mitra A, Choudhary S, Garg H, HG J. Maxillofacial prosthetic materials - an inclination towards silicones. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(12):ZE08–ZE13.
89. Moore DJ, Glaser ZR, Tabacco MJ, Linebaugh MG. Evaluation of polymeric materials for maxillofacial prosthetics. *J Prosthet Dent.* 1977;38(3):319–26.
90. Morgans R, Lackovic S, Cobbold P. The International Rubber Exhibition & Conference Book of Papers, Manchester, UK, Materials Paper 12. 1999.
91. Mousa MA. Influence of weather on hardness and surface roughness of maxillofacial elastomeric materials. *J Contemp Dent Pract.* 2020;21(6):678-82.
92. Nair A, Saratchandran S. Comparative evaluation of color stability of maxillofacial silicones following accelerated aging conditions. *FACE.* 2022;3(2):362-68.

93. Nguyen CT, Chambers MS, Powers JM, Kiat-Amnuay S. Effect of opacifiers and UV absorbers on pigmented maxillofacial silicone elastomer, part 2: mechanical properties after artificial aging. *J Prosthet Dent*. 2013;109(6):402–10.
94. Paulini MB, Dos Santos DM, de Moraes CLMN, Bitencourt SB, Freitas da Silva EV, Pereira de Caxias F, et al. Analysis of physical properties of facial silicones with different pigmentations submitted to nonthermal plasma treatment and accelerated aging. *J Prosthet Dent*. 2020;124(6):815.e1-815.e7.
95. Perrone A, Sperb LCM, Bercini F, de Azambuja TWF. Prótese ocular, revisão da literatura e apresentação de um caso clínico. *Rev Fac Odontol Porto Alegre*. 1996;37(1):13-4.
96. Pesqueira AA, Goiato MC, dos Santos DM, Haddad MF, Ribeiro P, Coelho Sinhoreti MA, et al. Effect of disinfection and accelerated aging on color stability of colorless and pigmented facial silicone. *J Prosthodont*. 2011;20(4):305–309.
97. Pine NS, Pine KR. Depression, Anxiety and Stress Indicators for Prosthetic Eye Wearers. *Clin Ophthalmol*. 2020;14:1715–23.
98. Pinheiro JB, Daher C, Maida AP, et al. Efeitos da pigmentação e do envelhecimento acelerado na estabilidade de cor de um silicone médico com potencial de uso nas próteses maxilofaciais. *Rer Odontol UNESP*. 2011;40(3):1-6.
99. Pinheiro JB, Reis AC, Pisani MX, Leite VM, Souza RF, Paranhos HF, et al. Microstructural characterization and evaluation of the properties of polymeric materials for maxillofacial prosthetics. *J Med Eng Technol*. 2014;38(2):67–75.
100. Pinheiro JB, Vomero MP, do Nascimento C, Watanabe E, Paranhos H, Coto NP, et al. Genomic identification of microbial species adhering to maxillofacial prostheses and susceptibility to different hygiene protocols. *Biofouling*. 2018;34(1):15–25.
101. Polyzois GL, Pettersen AH. Physicomechanical and cytotoxic properties of room temperature vulcanizing silicone prosthetic elastomers. *Acta Odontol Scand*. 1998;56(4):245–48.
102. Rahman AM, Jamayet NB, Nizami M, Johari Y, Husein A, Alam MK. Effect of aging and weathering on the physical properties of maxillofacial silicone elastomers: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont*. 2019;28(1):36–48.

103. Rahman AM, Jamayet NB, Nizami M, Johari Y, Husein A, Alam MK. Effect of tropical outdoor weathering on the surface roughness and mechanical properties of maxillofacial silicones. *J Prosthet Dent*. 2022;127(6):937–42.
104. Rashid A, Saleem J, Amin M, Ali SM, Khan AA, Qureshi MB, et al. Investigation of 9000 hours multi-stress aging effects on high-temperature vulcanized silicone rubber with silica (nano/micro) filler hybrid composite insulator. *PloS One*. 2021;16(7):e0253372.
105. Rubber, Vulcanized or Thermoplastic - Determination of Tensile Stress - Strain Properties; ISO 37; International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, 2017.
106. Rubber, Vulcanized or Thermoplastic - Determination of Tear Strength - Part 1; ISO 34-1; International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, 2010.
107. Saboya ACL, Carvalho JCM, André M, Mattos BSC, Rossa R. Avaliação da dureza Shore A e da resistência ao rasgamento de alguns silicones acéticos modificados para uso em prótese facial. *Rev Odontol Univ São Paulo*. 1997:93-7.
108. Şahan MH, Eskiizmir G, Ateş P. Two-piece extraoral prosthetic rehabilitation to a perineural invasion lip cancer. *J Prosthodont*. 2018;27(3):306–10.
109. Sahal G, Woerdenbag HJ, Hinrichs WLJ, Visser A, Tepper PG, Quax WJ, et al. Antifungal and biofilm inhibitory effect of *Cymbopogon citratus* (lemongrass) essential oil on biofilm forming by *Candida tropicalis* isolates: an in vitro study. *J Ethnopharmacol*. 2020;246:112-88.
110. Shakir DA, Abdul-Ameer FM. Effect of nano-titanium oxide addition on some mechanical properties of silicone elastomers for maxillofacial prostheses. *J Taibah Univ Med Sci*. 2018;13(3):281–90.
111. Shihab NM, Abdul-Ameer FM. Studying some mechanical properties of maxillofacial silicone elastomer before and after incorporation of intrinsic pigments and artificial aging. *Future Dent J*. 2018;4(2):244–52.
112. Shilpa J, Pius AV, Seema G, Cinil M. A review of maxillofacial prosthesis materials. *J Odontol Res*. 2014;2(2):36-44.
113. Silva LMG, Brasil VV, Guimarães HCQCP, Savonitti BHRA, da Silva MJP. Comunicação não verbal: reflexos acerca da linguagem corporal. *Rev Latinoam Enferm*. 2000;8(4):52-8.

114. Silverstein RM, Webster FX, Kiemle DJ, Bryce DL. Identificação espectrométrica de compostos orgânicos. 8ª ed. Rio de Janeiro. Tradução Ricardo Bicca de Alencastro. Livros Técnicos e Científicos. 2019.
115. Sonnahalli NK, Chowdhary R. Effect of adding silver nanoparticle on physical and mechanical properties of maxillofacial silicone elastomer material - an in vitro study. *J Prosthodont Res.* 2020;64(4):431–35.
116. Standard Test Method for Rubber Property - Durometer Hardness; ASTM D2240-15; ASTM International:West Conshohocken, PA, USA, 2012.
117. Stewart MJ, Parikh S, Xiao G, Tonge PJ, Kisker C. Structural basis and mechanism of enoyl reductase inhibition by triclosan. *J Mol Biol.* 1999;290:859-65.
118. Tran NH, Scarbecz M, Gary JJ. 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.* 2004;91(5):483–90.
119. Tetteh S, Bibb RJ, Martin SJ. Mechanical and morphological effect of plant based antimicrobial solutions on maxillofacial silicone elastomer. *Materials (Basel, Switzerland).* 2018;11(6):925.
120. Varella MA, Oliveira SRG. Técnica de confecção de prótese ocular. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho". São José dos Campos. 1994; 56p.
121. Zarrati S, Safi M, Mohammad Rezaei SM, Shadan L. Effect of nano-oxides on the color stability of maxillofacial silicone elastomers. *J Prosthet Dent.* 2022;127(2):362–67.

8. Appendice

Os Apêndices a seguir apresentam os dados utilizados para a análise estatística da alteração de cor, dureza shore A, rugosidade superficial, resistência à tração e resistência ao rasgamento.

8.1 Alteração de cor

8.1.1. Silicone MDX4-4210 Pigmentação incolor:

Apêndice A – Dados das leituras de cor (T0, T1, T2) para o grupo pigmentação intrínseca do silicone MDX4-4210 com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%).

	C		H ₂ O ₂ 2%		T0,15%	
	$\Delta E (T1-T0)$	$\Delta E (T2-T0)$	$\Delta E (T1-T0)$	$\Delta E (T2-T0)$	$\Delta E (T1-T0)$	$\Delta E (T2-T0)$
1	1,17	2,31	1,32	2,88	2,1	20,79
2	1,26	3,04	0,83	1,67	2,03	17,49
3	1,71	2,31	1,5	2,24	2,09	18,46
4	0,85	1,86	0,65	1,88	1,86	21,34
5	0,97	1,69	1,28	4	2,39	16,89
6	1,74	1,39	1,19	4,27	2,5	18,6
7	2,57	2,74	2,09	5,08	2,24	19,82
8	1,69	2,07	1,07	3,36	3,38	22,66
9	1,49	2,39	1,55	4,14	4,8	18,85
10	2,21	2,79	1,34	4,41	5,76	22,67
11	1,21	1,74	1,33	3,78	4,86	15,31
12	1,45	2,46	1,59	3,77	3,48	16,92
13	2,58	3,95	1,54	3,7	3,53	16,99
14	2,27	3,04	2,67	4,69	5,44	21,99
15	2,2	4,69	1,86	3,42	3,97	21

8.1.2 Silicone MDX4-4210 Pigmentação intrínseca:

Apêndice B – Dados das leituras de cor (T0, T1, T2) para o grupo pigmentação intrínseca do silicone MDX4-4210 com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%).

	C		H ₂ O ₂ 2%		T0,15%	
	ΔE (T1-T0)	ΔE (T2-T0)	ΔE (T1-T0)	ΔE (T2-T0)	ΔE (T1-T0)	ΔE (T2-T0)
1	1,89	1,96	1,26	1,62	1,73	2,19
2	1,47	1,84	1,2	2,07	1,38	1,9
3	1	1,27	1,94	2,82	1,16	1,28
4	1,34	1,17	1,12	1,73	1,85	1,97
5	1,81	2,44	0,82	0,88	0,96	0,68
6	1,81	2,05	1,37	1,52	2,03	2,55
7	1,7	2,19	1,4	3,4	1,01	2,01
8	1,12	1,71	1,02	1,33	1,1	1,53
9	1,27	1,39	1,54	2,62	0,73	2,04
10	1,1	1,7	1,11	1,13	1,31	0,95
11	1,35	1,71	1,7	2,38	2,35	2,25
12	0,97	1,58	1,27	2,07	1,58	2,65
13	1,38	2,33	1	1,2	0,97	1,18
14	1,73	1,81	1,27	1,94	1,67	1,86
15	2,08	1,98	1,62	1,78	1,25	0,59

8.1.3 Silicone MDX4-4210 Pigmentação intrínseca + extrínseca:

Apêndice C– Dados das leituras de cor (T0, T1, T2) para o grupo pigmentação intrínseca + extrínseca do silicone MDX4-4210 com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%).

	C		H ₂ O ₂ 2%		T0,15%	
	$\Delta E (T1-T0)$	$\Delta E (T2-T0)$	$\Delta E (T1-T0)$	$\Delta E (T2-T0)$	$\Delta E (T1-T0)$	$\Delta E (T2-T0)$
1	0,32	16,89	0,66	14,29	8,53	18,34
2	0,56	18,27	1,49	19,58	8,61	17,49
3	0,89	17,75	0,87	19,73	8,33	17,41
4	0,55	15,12	0,82	18,35	8,95	15,77
5	0,95	21	1,1	19,19	8,41	14,89
6	0,59	19,04	1,41	19,32	8,55	17,15
7	0,63	14,7	1,26	20,57	8,56	13,74
8	0,48	16,43	1,52	18,6	7,58	17,37
9	1,17	16,86	7,64	14,76	9,09	17
10	0,22	18,66	0,29	13,3	8,64	17,38
11	1,07	18,58	0,71	16,64	8,82	17,29
12	0,89	20,21	1,12	20,95	8,57	16,63
13	1,8	19,15	0,87	18,67	8,96	17,68
14	2,63	16,38	1,16	19,31	8,63	16,89
15	0,49	18,33	1,11	19,98	8,68	15,77

8.1.4 Silicone Silpuran 2420 Incolor:

Apêndice D – Dados das leituras de cor (T0, T1, T2) para o grupo incolor do silicone Silpuran 2420 com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%).

	C		H ₂ O ₂ 2%		T0,15%	
	ΔE (T1-T0)	ΔE (T2-T0)	ΔE (T1-T0)	ΔE (T2-T0)	ΔE (T1-T0)	ΔE (T2-T0)
1	5	3,3	2,85	2,63	4	2,58
2	5,03	2,75	2,35	2,45	6,08	3,63
3	4,09	1,72	2,38	1,09	5,82	2,91
4	3,28	1,44	2,54	2,33	3,8	2,03
5	4,73	1,64	4,02	2,85	4,72	4,23
6	4,49	1,38	4,14	2,69	4,05	4,86
7	4,22	2,93	2,93	2,92	5,36	3,29
8	5,02	2,11	1,73	2,38	3,9	5,03
9	3,43	1,73	4,06	2,64	2,7	2,91
10	4,41	2,27	2,33	2,12	2,02	3,84
11	3,12	1,45	2,69	2,04	4,55	5,23
12	2,97	2,33	2,94	2,44	2,24	3,08
13	2,44	0,55	3,28	1,9	3,19	3,38
14	4,18	2,18	3,05	1,39	3,51	2,96
15	2,58	0,86	2,46	1,89	4,33	5,22

8.1.5 Silicone Silpuran 2420 Pigmentação intrínseca:

Apêndice E – Dados das leituras de cor (T0, T1, T2) para o grupo pigmentação intrínseca do silicone Silpuran 2420 com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%).

	C		H ₂ O ₂ 2%		T0,15%	
	$\Delta E (T1-T0)$	$\Delta E (T2-T0)$	$\Delta E (T1-T0)$	$\Delta E (T2-T0)$	$\Delta E (T1-T0)$	$\Delta E (T2-T0)$
1	1,58	1,97	2,15	2,09	1,68	0,91
2	1,72	2,42	0,44	1,5	1,9	1,14
3	2,63	1,5	0,62	0,71	0,65	0,47
4	1,55	2,94	1,36	1,55	1,32	2,09
5	1,77	1,86	0,67	0,38	0,99	1,32
6	2,17	1,71	1,36	0,91	1,52	0,24
7	1,78	1,54	1,23	0,43	1,7	0,58
8	2,54	1,96	0,66	0,48	1,66	1,85
9	1,09	1,17	0,3	0,84	0,75	0,62
10	1,9	3,03	0,53	0,92	0,86	0,49
11	1,43	1,55	0,63	1,1	1,09	0,75
12	1,44	1,68	0,48	0,71	1,62	1,28
13	2,72	1,99	0,68	0,61	2,08	1,76
14	1,37	0,83	0,67	0,32	2,18	0,74
15	2,99	2,25	0,58	0,54	1,03	0,8

8.1.6 Silicone Silpuran 2420 Pigmentação intrínseca + extrínseca:

Apêndice F – Dados das leituras de cor (T0, T1, T2) para o grupo pigmentação intrínseca + extrínseca do silicone Silpuran 2420 com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%).

	C		H ₂ O ₂ 2%		T0,15%	
	$\Delta E (T1-T0)$	$\Delta E (T2-T0)$	$\Delta E (T1-T0)$	$\Delta E (T2-T0)$	$\Delta E (T1-T0)$	$\Delta E (T2-T0)$
1	1,7	9,35	0,43	10,14	1,9	7,82
2	0,76	8,87	0,62	10,88	1,59	8,18
3	0,95	8,95	1,09	9,5	1,78	8,5
4	1,47	10,45	0,18	12,99	2,28	7,8
5	1,04	9,51	1,22	9,79	0,1	9,66
6	2,04	10,34	0,46	7,24	0,27	9,64
7	0,99	10,58	0,59	11,12	1,82	11,61
8	0,07	10,46	1,51	9,78	1,23	10,95
9	2,13	10	2,71	9,7	2,55	5,71
10	0,75	12,19	1,09	9,54	1,19	11,33
11	2,54	8,58	1,97	10,73	1,4	12,23
12	3,16	8,28	1,87	8,84	1,41	13,52
13	1,42	8,81	1,28	10,47	1,09	10,19
14	0,19	7,82	8,7	20,09	0,93	7,53
15	1,03	10,02	0,97	11,26	1,7	10,07

8.2 Dureza Shore A

8.2.5 Silicone MDX4-4210

Apêndice G – Dados das leituras de dureza shore A para os grupos (SP – incolor; PI - pigmentação intrínseca; PII - pigmentação intrínseca + extrínseca) com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone MDX4-4210.

	SP					PI					PII					
	T0	T1	T2	T1-T0	T2-T0	T0	T1	T2	T1-T0	T2-T0	T0	T1	T2	T1-T0	T2-T0	
C	1	35,5	37,5	37,75	2	2,25	35	38,25	38,75	3,25	3,75	32,75	36,75	35,75	4	3
	2	36	37,75	37	1,75	1	35	38,5	38,75	3,5	3,75	34,5	36,25	35,75	1,75	1,25
	3	35,5	38	37,25	2,5	1,75	35	38,5	39,25	3,5	4,25	33,5	36	36	2,5	2,5
	4	36	37,5	37	1,5	1	35	38,5	38,75	3,5	3,75	33,25	36	35,5	2,75	2,25
	5	35,25	37,25	36,5	2	1,25	35	38,5	38,25	3,5	3,25	32,5	35,75	35,75	3,25	3,25
	6	35,5	37,75	37	2,25	1,5	35	38,5	39	3,5	4	32,25	35,75	35,75	3,5	3,5
	7	35,75	37	36,75	1,25	1	35,5	38,75	39,25	3,25	3,75	33,5	35,75	35,75	2,25	2,25
	8	35,75	37,5	36,75	1,75	1	35	38,5	38,75	3,5	3,75	32,5	36	34,75	3,5	2,25
	9	35,25	38	38	2,75	2,75	35	38,5	38,5	3,5	3,5	32,75	35,75	35	3	2,25
	10	35,25	38	37,75	2,75	2,5	35	38,5	38,25	3,5	3,25	33,25	35,75	35,75	2,5	2,5
	11	34	37,875	37,25	3,88	3,25	35	38,75	38,5	3,75	3,5	32,75	35,5	35	2,75	2,25
	12	34,75	38	37,75	3,25	3	35	38,75	39	3,75	4	32,75	36	35,25	3,25	2,5
	13	34,25	37,25	37,5	3	3,25	34	38,25	37,75	4,25	3,75	32,5	35	35,5	2,5	3
	14	35	36,5	37	1,5	2	35	38,5	38,5	3,5	3,5	32,75	35,75	35,5	3	2,75
	15	35	37,75	37,75	2,75	2,75	34,25	38,75	38,25	4,5	4	32,25	35,5	35,5	3,25	3,25
H ₂ O ₂ 2%	1	35	38	37,75	3	2,75	35	38,625	39,5	3,63	4,5	33,25	35,5	36	2,25	2,75
	2	35,75	37,75	37,5	2	1,75	35,25	38,5	38,75	3,25	3,5	33	35,5	35	2,5	2
	3	35,25	38,25	38,25	3	3	34,75	38,25	38,25	3,5	3,5	33,25	35,75	35,75	2,5	2,5
	4	35	37,375	37,75	2,38	2,75	35	38,25	38,25	3,25	3,25	34	36	35,75	2	1,75
	5	35	38	38,25	3	3,25	36	38,5	38,5	2,5	2,5	34	35,75	35,5	1,75	1,5
	6	35	37,875	38,25	2,88	3,25	35	38,5	38,25	3,5	3,25	33,25	35,75	35,25	2,5	2
	7	34	36,625	37,25	2,63	3,25	35	38,5	38,25	3,5	3,25	33,25	35,5	35	2,25	1,75
	8	34	37,75	37,5	3,75	3,5	35	38	38,25	3	3,25	33,5	35,75	34,75	2,25	1,25
	9	34	37,5	38	3,5	4	36	38,25	38,5	2,25	2,5	33,5	35,5	35,25	2	1,75
	10	34,25	37,875	38,25	3,63	4	36	37,75	38,5	1,75	2,5	33,75	36	35,25	2,25	1,5
	11	34	37,875	37,5	3,88	3,5	35,75	38,25	37,75	2,5	2	33,75	35,75	35,75	2	2
	12	34,5	37,75	38	3,25	3,5	34	37,75	37,75	3,75	3,75	33,25	36,25	35,25	3	2
	13	34,75	37,5	37,75	2,75	3	35,75	38,25	38,25	2,5	2,5	33,25	36,25	35,75	3	2,5
	14	35,25	38	37,5	2,75	2,25	34,75	38,25	37,75	3,5	3	33,75	35,5	35	1,75	1,25
	15	35	37,75	37,25	2,75	2,25	35	38,5	38	3,5	3	33,25	35,75	35,5	2,5	2,25
T0,15%	1	34,25	37,625	38,75	3,38	4,5	35	37,75	37,25	2,75	2,25	33,5	35	34,5	1,5	1
	2	35	37,5	39	2,5	4	35	38,25	35,75	3,25	0,75	33,5	36	34,5	2,5	1
	3	35	38	38	3	3	35,5	38,5	37,5	3	2	33,75	35,75	34	2	0,25
	4	34,5	37,375	39	2,88	4,5	36	38,25	38,25	2,25	2,25	34,25	36	35	1,75	0,75
	5	34	38,25	37,5	4,25	3,5	36	37,75	38	1,75	2	34,5	36	35,25	1,5	0,75
	6	35	37,5	38	2,5	3	35,25	38	37,75	2,75	2,5	33,5	35,75	34,25	2,25	0,75
	7	35	37,75	38,25	2,75	3,25	36	38,5	38	2,5	2	33,5	35,75	34,25	2,25	0,75
	8	34,25	38,5	38,5	4,25	4,25	35	37,75	37,5	2,75	2,5	33,75	36,25	34,5	2,5	0,75
	9	35	38,5	38,75	3,5	3,75	35	38	37	3	2	33,25	35,75	34	2,5	0,75
	10	34,25	38,5	38,75	4,25	4,5	35	37,75	36,25	2,75	1,25	33,75	36	34,75	2,25	1
	11	35	38,25	38,25	3,25	3,25	36	38	38,25	2	2,25	33,5	35,5	34	2	0,5
	12	34,75	38,75	38,75	4	4	36	38,25	37,75	2,25	1,75	33,75	35,75	34,25	2	0,5
	13	34,75	38	38,25	3,25	3,5	35	38,25	37,25	3,25	2,25	33,75	36	34	2,25	0,25
	14	34,75	38,25	39,25	3,5	4,5	35	38,25	37,5	3,25	2,5	34	36	34,25	2	0,25
	15	35,25	38,5	38,5	3,25	3,25	34,5	38	37	3,5	2,5	33,25	35,75	34	2,5	0,75

8.2.6 Silicone Silpuran 2420

Apêndice H - Dados das leituras de dureza shore A para os grupos (SP – incolor; PI - pigmentação intrínseca; PII - pigmentação intrínseca + extrínseca) com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone Silpuran 2420.

	SP					PI					PII					
	T0	T1	T2	T1-T0	T2-T0	T0	T1	T2	T1-T0	T2-T0	T0	T1	T2	T1-T0	T2-T0	
C	1	11	13,5	12	2,5	1,25	10,75	11	10,75	0,25	0	10,5	11,75	10,5	1,25	0
	2	11	13,5	13	2,5	1,75	10,75	11,5	10,5	0,75	-0,25	10,25	11,75	11	1,5	0,75
	3	11	13,25	13,25	2,25	2,25	10,25	11,75	10,75	1,5	0,5	10,75	12,75	11,5	2	0,75
	4	11	13,25	12,75	2,25	1,75	11	11,5	10,75	0,5	-0,25	10	12,25	11	2,25	1
	5	11	13,5	12,5	2,5	1,5	10	11	10,5	1	0,5	10,25	12	11,25	1,75	1
	6	11	13,25	12,25	2,25	1,25	10	11,25	10,75	1,25	0,75	10,5	12,5	11	2	0,5
	7	11	13,5	12,5	2,5	1,5	9,75	11,25	10,5	1,5	0,75	10,5	12,75	10,75	2,25	0,25
	8	12	13,25	12,5	1,25	0,5	9	11,5	10,25	2,5	1,25	10,75	13,25	11	2,5	0,25
	9	11	13,75	12,5	2,75	1,5	10	10,75	10,25	0,75	0,25	11	12,5	11	1,5	0
	10	11	13,25	12,5	2,25	1,5	10	10,5	10,5	0,5	0,5	10,75	12,5	11	1,75	0,25
	11	10,75	13,5	12,25	2,75	1,5	9,25	10,5	10,75	1,25	1,5	11,25	12,25	11	1	-0,25
	12	10	13,25	12,5	3,25	2,5	9	11	10,75	2	1,75	10,75	12	11	1,25	0,25
	13	11	13,75	12,25	2,75	1,25	9,75	11,5	11	1,75	1,25	11	12,75	11,25	1,75	0,25
	14	11	13,75	12,5	2,75	1,5	9,5	11,5	11	2	1,5	10,5	11,5	10,75	1	0,25
	15	11	13,75	13	2,75	2	9	10,75	10,75	1,75	1,75	10,5	12,75	11	2,25	0,5
H ₂ O ₂ 2%	1	11	13,5	12,75	2,5	1,75	9,75	11,75	10,75	2	1	10,25	11	10,75	0,75	0,5
	2	12	13,75	12,5	1,75	0,5	10	11,5	11,25	1,5	1,25	11	11,75	11,25	0,75	0,25
	3	11	13,25	12,5	2,25	1,5	10	12	11,5	2	1,5	10,75	11,5	10,75	0,75	0
	4	11	13,25	12,75	2,25	1,75	10	12,25	11	2,25	1	10,25	12	11,25	1,75	1
	5	11	13	12,75	2	1,75	10	12	11,25	2	1,25	10,75	11,25	11	0,5	0,25
	6	11	13	12,25	2	1,25	10,5	12	11,25	1,5	0,75	10,75	12	11	1,25	0,25
	7	11	12,75	12	1,75	1	9,75	12,25	11,25	2,5	1,5	10,75	11,75	11,5	1	0,75
	8	11	13	12,25	2	1,25	11	11,5	11,25	0,5	0,25	10,5	12	11,25	1,5	0,75
	9	11	12,75	12	1,75	1	9	12,25	11	3,25	2	10	11,75	11,25	1,75	1,25
	10	11	14	12,75	3	1,75	9	11,5	10,75	2,5	1,75	10,5	12	11,25	1,5	0,75
	11	12	13,75	12,75	1,75	0,75	10	11,75	10,75	1,75	0,75	10,75	12	11,75	1,25	1
	12	11	13,25	12,75	2,25	1,75	10	12,25	11,25	2,25	1,25	10,5	12,25	11,25	1,75	0,75
	13	12	13	12,25	1	0,25	10	11,75	11,25	1,75	1,25	10,5	12,25	11,75	1,75	1,25
	14	11	13,25	12,5	2,25	1,5	9	11,25	10,5	2,25	1,5	11,25	12	11,5	0,75	0,25
	15	11	13	12,5	2	1,5	9	11	10,75	2	1,75	10	11,75	11,25	1,75	1,25
T0,15%	1	11	13,25	12,5	2,25	1,5	9,75	11	11,25	1,25	1,5	10,5	11,5	11,5	1	1
	2	11	13,25	12,75	2,25	1,75	10	11,5	11,25	1,5	1,25	10,75	11,25	11,25	0,5	0,5
	3	11,5	13,75	12,75	2,25	1,25	10	11,25	11,5	1,25	1,5	10,5	12,25	11,5	1,75	1
	4	12	13,5	12,5	1,5	0,5	10	11,5	11,25	1,5	1,25	10,25	12,5	11,25	2,25	1
	5	11	13,25	12,75	2,25	1,75	9,75	11,5	11,25	1,75	1,5	10,5	12	11,25	1,5	0,75
	6	11	13,5	13,25	2,5	2,25	9,75	11,5	11	1,75	1,25	10,75	12,5	11,25	1,75	0,5
	7	11	14	13	3	2	10	11,75	11,25	1,75	1,25	10,75	12,25	11,25	1,5	0,5
	8	11	13,5	13,5	2,5	2,5	9	11,25	11	2,25	2	11	12,5	11,5	1,5	0,5
	9	11	13,5	12,25	2,5	1,25	10	12,5	11	2,5	1	11,5	11,75	11	0,25	-0,5
	10	12	13,25	13,25	1,25	1,25	10,75	12	11,25	1,25	0,5	10,25	12	11,5	1,75	1,25
	11	12	13,75	12,75	1,75	0,75	10	12,5	11,25	2,5	1,25	10	12	11,5	2	1,5
	12	12	13,5	12,75	1,5	0,75	10	12,25	11,5	2,25	1,5	10,5	12	11,75	1,5	1,25
	13	11	13,5	12,75	2,5	1,75	10	12,25	11	2,25	1	10,5	12	11,25	1,5	0,75
	14	11	13,25	12,75	2,25	1,75	10	11,75	11,5	1,75	1,5	10,75	11,5	11,25	0,75	0,5
	15	12	13	12,75	1	0,75	10	11,75	11	1,75	1	11	12	11,5	1	0,5

8.3 Rugosidade superficial

8.3.1 Silicone MDX4-4210

Apêndice I - Dados das leituras de rugosidade superficial para os grupos (SP – incolor; PI - pigmentação intrínseca; PII - pigmentação intrínseca + extrínseca) com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone MDX4-4210.

	SP			PI			PII			
	T0	T1	T2	T0	T1	T2	T0	T1	T2	
C	1	0,38	0,37	0,69	0,22	0,48	0,88	1,02	1,17	1,01
	2	0,41	0,78	0,41	0,47	0,52	0,81	0,86	1,11	1,1
	3	0,37	0,36	0,33	0,44	0,52	1,21	0,95	1,21	0,98
	4	0,19	0,29	0,66	0,32	0,58	0,89	0,89	1,43	1,13
	5	0,4	0,47	0,43	0,29	0,74	1,11	1	1,14	1,03
	6	0,25	0,37	0,42	0,41	0,63	0,85	0,99	1,17	1,11
	7	0,24	0,53	0,51	0,44	0,62	0,99	1,03	1,1	1,14
	8	0,28	0,43	0,45	0,26	0,51	0,84	0,93	1,46	1
	9	0,41	0,49	0,69	0,37	0,7	1,15	0,9	1,11	1,13
	10	0,35	0,3	0,65	0,28	0,56	1,42	0,99	1,09	1,02
	11	0,34	0,31	0,36	0,29	0,52	1,39	1,04	1,06	1,09
	12	0,42	0,27	0,45	0,24	0,76	1,21	0,88	1,37	0,91
	13	0,26	0,41	0,56	0,38	0,55	1,02	1,1	1,23	0,99
	14	0,34	0,63	0,58	0,39	0,5	0,84	1,05	1,37	1,19
	15	0,25	0,58	0,6	0,38	0,58	1,18	0,77	1,55	1,07
H ₂ O ₂ 2%	1	0,38	0,57	0,6	0,22	0,4	0,4	1,02	1,33	1,09
	2	0,41	0,61	0,5	0,47	0,5	0,67	0,86	1,12	0,82
	3	0,37	0,28	0,36	0,44	0,37	0,34	0,95	1,27	1,03
	4	0,19	0,28	0,56	0,32	0,53	0,68	0,89	1,31	1,07
	5	0,4	0,41	0,57	0,29	0,53	0,56	1	1,22	0,94
	6	0,25	0,41	0,42	0,41	0,63	0,48	0,99	1,18	0,97
	7	0,24	0,35	0,39	0,44	0,65	0,65	1,03	1,18	1,07
	8	0,28	0,33	0,43	0,26	0,61	0,58	0,93	1,5	0,94
	9	0,41	0,38	0,4	0,37	0,54	0,38	0,9	1,52	1,08
	10	0,35	0,37	0,45	0,28	0,56	0,34	0,99	1,35	1,02
	11	0,34	0,38	0,42	0,29	0,42	0,45	1,04	1,1	0,85
	12	0,42	0,33	0,32	0,24	0,65	0,56	0,88	1,09	1,05
	13	0,26	0,31	0,54	0,38	0,48	0,46	1,1	1,19	0,85
	14	0,34	0,37	0,44	0,39	0,41	0,46	1,05	1,22	1,03
	15	0,25	0,36	0,54	0,38	0,61	0,49	0,77	1,03	0,85
T0,15%	1	0,38	0,44	0,32	0,22	0,33	0,39	1,02	1,08	1,05
	2	0,41	0,44	0,59	0,47	0,47	0,44	0,86	1,09	0,88
	3	0,37	0,18	0,53	0,44	0,61	0,48	0,95	1,05	0,83
	4	0,19	0,31	0,56	0,32	0,66	0,42	0,89	1,27	0,96
	5	0,4	0,27	0,47	0,29	0,96	0,41	1	1,38	0,89
	6	0,25	0,34	0,39	0,41	0,5	0,46	0,99	1,08	0,94
	7	0,24	0,52	0,46	0,44	0,83	0,48	1,03	1,11	1,03
	8	0,28	0,44	0,38	0,26	0,7	0,41	0,93	1,27	1
	9	0,41	0,52	0,48	0,37	0,59	0,55	0,9	1,33	0,84
	10	0,35	0,44	0,35	0,28	0,34	0,33	0,99	1,1	0,8
	11	0,34	0,51	0,36	0,29	0,37	0,35	1,04	1,21	0,9
	12	0,42	0,33	0,55	0,24	0,29	0,33	0,88	1,01	1,01
	13	0,26	0,28	0,44	0,38	0,28	0,32	1,1	1,22	0,84
	14	0,34	0,26	0,34	0,39	0,52	0,44	1,05	1,22	0,79
	15	0,25	0,33	0,49	0,38	0,58	0,41	0,77	1,26	0,93

8.3.2 Silicone Silpuran 2420

Apêndice J - Dados das leituras de rugosidade superficial para os grupos (SP – incolor; PI - pigmentação intrínseca; PII - pigmentação intrínseca + extrínseca) com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone Silpuran 2420.

	SP			PI			PII			
	T0	T1	T2	T0	T1	T2	T0	T1	T2	
C	1	0,47	0,39	0,96	0,8	1,16	0,99	0,71	0,91	0,77
	2	0,52	0,37	0,92	0,72	0,97	0,78	0,65	0,71	0,57
	3	0,42	0,62	0,72	0,67	1,16	0,78	0,53	0,74	0,55
	4	0,51	0,68	0,8	0,88	0,79	1,02	0,65	0,94	0,71
	5	0,55	0,53	0,85	0,79	0,7	0,72	0,67	1,3	0,71
	6	0,48	0,48	0,84	0,53	1	0,82	0,62	0,77	0,74
	7	0,53	0,64	0,67	0,98	0,9	0,88	0,45	0,82	0,66
	8	0,6	0,41	0,77	0,96	0,91	0,96	0,53	0,97	0,71
	9	0,33	0,58	0,83	0,81	0,88	0,87	0,61	0,86	0,56
	10	0,52	0,55	0,7	0,61	1,08	0,9	0,59	0,73	0,69
	11	0,45	0,65	0,75	0,77	0,95	0,87	0,72	0,79	0,59
	12	0,49	0,57	1,06	0,88	1,13	0,95	0,51	0,86	0,63
	13	0,35	0,77	1,04	0,85	1,01	0,98	0,68	0,76	0,57
	14	0,62	0,68	0,75	0,76	0,96	0,98	0,54	0,86	0,62
	15	0,48	0,59	0,73	0,9	0,98	0,86	0,48	0,83	0,73
H2O22%	1	0,47	0,55	0,82	0,8	0,89	0,9	0,71	0,89	0,68
	2	0,52	0,47	0,64	0,72	1,09	1,05	0,65	0,91	0,68
	3	0,42	0,35	0,74	0,67	0,84	1,02	0,53	0,95	0,65
	4	0,51	0,44	0,68	0,88	0,89	1,05	0,65	0,88	0,54
	5	0,55	0,33	0,7	0,79	0,72	1,17	0,67	0,88	0,66
	6	0,48	0,34	0,85	0,53	1,01	1,06	0,62	0,8	0,6
	7	0,53	0,47	0,65	0,98	0,89	0,95	0,45	0,87	0,65
	8	0,6	0,57	0,65	0,96	1	1,04	0,53	0,87	0,45
	9	0,33	0,58	0,79	0,81	0,72	0,96	0,61	1	0,66
	10	0,52	0,8	0,72	0,61	0,91	0,92	0,59	0,77	0,56
	11	0,45	0,8	0,84	0,77	0,92	1,07	0,72	0,86	0,44
	12	0,49	0,34	0,65	0,88	0,91	0,94	0,51	0,68	0,63
	13	0,35	0,37	0,85	0,85	0,88	0,95	0,68	0,95	0,56
	14	0,62	0,48	0,86	0,76	0,64	1,03	0,54	0,78	0,58
	15	0,48	0,54	0,69	0,9	0,73	0,96	0,48	0,72	0,57
T0,15%	1	0,47	0,5	0,52	0,8	0,66	0,92	0,71	0,75	0,69
	2	0,52	0,42	0,63	0,72	0,68	0,87	0,65	1,1	0,67
	3	0,42	0,62	0,68	0,67	0,63	0,79	0,53	0,61	0,45
	4	0,51	0,49	0,64	0,88	0,73	0,73	0,65	0,66	0,53
	5	0,55	0,45	0,62	0,79	0,79	0,91	0,67	0,81	0,63
	6	0,48	0,46	0,76	0,53	0,73	0,84	0,62	0,92	0,68
	7	0,53	0,47	0,83	0,98	0,77	0,98	0,45	0,75	0,4
	8	0,6	0,29	0,55	0,96	0,86	0,91	0,53	0,66	0,67
	9	0,33	0,45	0,67	0,81	0,77	0,98	0,61	0,81	0,57
	10	0,52	0,38	0,67	0,61	0,58	0,99	0,59	0,69	0,47
	11	0,45	0,46	0,52	0,77	0,59	0,9	0,72	0,71	0,44
	12	0,49	0,35	0,55	0,88	0,71	0,99	0,51	0,92	0,52
	13	0,35	0,3	0,55	0,85	0,64	0,79	0,68	0,71	0,65
	14	0,62	0,5	0,54	0,76	0,77	0,93	0,54	0,87	0,71
	15	0,48	0,27	0,47	0,9	0,71	0,82	0,48	0,68	0,5

8.4 Resistência à tração

8.4.1 Silicone MDX4-4210 Incolor

Apêndice K – Valores de resistência a tração (N/mm²) para o grupo incolor após a confecção e após 6 meses com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone MDX4-4210.

	T0	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%
1	2,095	2,303	2,985	2,472
2	2,623	3,165	2,545	2,149
3	1,855	2,026	1,47	2,583
4	1,924	1,866	2,163	2,533
5	2,63	2,202	3,207	2,967
6	2,134	2,879	2,412	2,224
7	1,588	1,606	2,792	1,581
8	1,673	2,196	2,19	1,924
9	2,472	2,574	2,03	2,046
10	1,202	2,194	2,559	1,674
11	2,316	1,605	1,984	2,584
12	1,333	2,438	2,184	1,437
13	1,82	1,976	2,372	2,053
14	1,444	1,975	1,846	3,265
15	1,365	2,495	1,755	2,417

8.4.2 Silicone MDX4-4210 Pigmentação intrínseca

Apêndice L – Valores de resistência a tração (N/mm²) para o grupo pigmentação intrínseca após a confecção e após 6 meses com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone MDX4-4210.

	T0	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%
1	1,955	1,752	2,053	2,592
2	2,053	3,072	2,614	1,786
3	2,263	2,359	1,961	2,011
4	1,726	2,457	2,387	1,425
5	1,665	3,127	3,526	2,419
6	1,679	2,954	3,19	1,363
7	1,812	3,452	1,782	2,241
8	1,818	2,588	3,148	2,52
9	1,319	2,899	3,011	2,6
10	2,034	1,863	2,119	2,75
11	1,793	1,592	2,197	2,417
12	1,537	2,652	1,197	3,492
13	1,096	2,088	2,689	2,528
14	2,171	2,706	2,535	2,148
15	1,593	2,984	1,989	2,468

8.4.3 Silicone MDX4-4210 Pigmentação intrínseca + extrínseca

Apêndice M – Valores de resistência a tração (N/mm²) para o grupo pigmentação intrínseca + extrínseca após a confecção e após 6 meses com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone MDX4-4210.

	T0	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%
1	1,6	1,647	2,593	1,7
2	2,253	2,168	1,214	2,489
3	2,256	2,881	2,295	2,634
4	1,457	1,719	3,032	2,337
5	2,076	2,785	3,321	2,048
6	1,159	1,369	2,396	2,542
7	1,183	2,565	3,11	2,132
8	1,651	2,303	3,283	3,233
9	1,175	3,676	2,649	3,312
10	1,494	2,98	3,145	2,272
11	1,236	1,787	2,452	2,331
12	1,783	2,818	2,162	2,785
13	1,322	1,458	2,189	3,062
14	1,373	1,37	1,489	3,438
15	1,251	2,201	3,621	2,655

8.4.4 Silicone Silpuran 2420 Incolor

Apêndice N – Valores de resistência a tração (N/mm²) para o grupo incolor após a confecção e após 6 meses com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone Silpuran 2420.

	T0	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%
1	1,33	1,644	1,813	1,404
2	1,419	1,591	1,671	1,64
3	1,498	1,693	1,621	1,381
4	1,648	1,765	1,617	1,707
5	1,508	1,66	1,621	1,665
6	1,56	1,648	1,709	1,073
7	1,883	1,34	1,538	1,051
8	1,569	1,676	1,548	1,571
9	1,508	1,634	1,582	1,573
10	1,525	1,763	1,022	1,455
11	1,613	1,563	1,444	1,717
12	1,685	1,66	1,734	1,658
13	1,552	1,446	1,772	1,617
14	1,433	1,539	1,763	1,651
15	1,513	1,559	1,59	1,453

8.4.5 Silicone Silpuran 2420 Pigmentação intrínseca

Apêndice O – Valores de resistência a tração (N/mm²) para o grupo pigmentação intrínseca após a confecção e após 6 meses com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone Silpuran 2420.

	T0	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%
1	1,737	0,813	1,119	1,204
2	1,889	0,870	1,075	1,233
3	1,814	0,771	1,057	1,068
4	1,759	0,850	1,129	1,180
5	1,810	0,816	1,170	1,209
6	1,479	0,788	1,109	1,126
7	1,862	0,802	1,165	1,102
8	1,458	0,827	1,206	1,067
9	1,616	0,806	1,174	1,182
10	1,638	1,146	1,107	1,145
11	1,626	0,839	1,107	1,240
12	1,581	0,836	1,072	1,115
13	1,436	0,824	1,142	1,224
14	1,590	0,859	1,100	1,183
15	1,621	0,756	1,118	1,175

8.4.6 Silicone Silpuran 2420 Pigmentação intrínseca + extrínseca

Apêndice P – Valores de resistência a tração (N/mm²) para o grupo pigmentação intrínseca + extrínseca após a confecção e após 6 meses com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone Silpuran 2420.

	T0	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%
1	1,683	1,557	1,546	1,643
2	1,77	1,511	1,465	1,541
3	1,588	1,449	1,426	1,594
4	1,591	1,461	1,525	1,547
5	1,664	1,582	1,499	1,399
6	1,57	1,538	1,545	1,715
7	1,746	1,436	1,604	1,531
8	1,622	1,335	1,592	1,659
9	1,68	1,513	1,566	1,522
10	1,608	1,536	1,559	1,561
11	1,66	1,375	1,286	1,47
12	1,692	1,475	1,575	1,536
13	1,667	1,383	1,357	1,506
14	1,773	1,589	1,261	1,538
15	1,738	1,52	1,579	1,634

8.5 Resistência ao rasgamento

8.5.1 Silicone MDX4-4210 Incolor

Apêndice Q – Valores de resistência ao rasgamento (N/mm) para o grupo incolor após a confecção e após 6 meses com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone MDX4-4210.

	T0	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%
1	3,6	6,218	4,786	2,82
2	3,603	4,713	3,455	3,892
3	5,083	3,488	3,282	3,582
4	4,641	3,554	3,64	2,612
5	5,044	4,37	4,548	3,901
6	4,735	2,886	2,968	2,386
7	5,027	3,015	5,439	4,739
8	3,909	4,727	3,069	2,918
9	4,562	3,709	3,433	3,771
10	3,989	4,714	4,728	5,375
11	4,748	4,539	3,323	4,345
12	3,533	3,396	4,537	3,084
13	5,058	4,873	4,394	5,119
14	3,329	4,602	4,887	3,44
15	4,1	3,578	3,297	3,783

8.5.2 Silicone MDX4-4210 Pigmentação intrínseca

Apêndice R – Valores de resistência ao rasgamento (N/mm) para o grupo pigmentação intrínseca após a confecção e após 6 meses com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone MDX4-4210.

	T0	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%
1	4,851	4,169	5,11	4,865
2	4,292	3,444	5,307	3,51
3	4,478	4,743	5,392	4,986
4	3,265	4,34	3,861	2,3
5	4,403	4,647	3,304	3,729
6	4,388	4,202	4,487	3,738
7	4,022	4,828	3,927	4,007
8	4,258	5,411	5,147	2,616
9	3,985	6,067	2,075	4,992
10	4,721	5	5,015	4,274
11	4,037	4,074	5,255	4,647
12	4,796	3,521	2,803	4,232
13	8,003	5,458	4,918	3,752
14	4,059	3,181	4,977	2,732
15	3,892	5,287	4,19	5,916

8.5.3 Silicone MDX4-4210 Pigmentação intrínseca + extrínseca

Apêndice S – Valores de resistência ao rasgamento (N/mm) para o grupo pigmentação intrínseca + extrínseca após a confecção e após 6 meses com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone MDX4-4210.

	T0	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%
1	3,901	3,69	2,896	2,945
2	3,982	3,021	4,198	4,622
3	3,638	4,618	3,589	3,549
4	4,435	5,607	3,894	5,017
5	3,496	5,084	2,5	5,262
6	3,69	4,424	3,209	5,237
7	3,725	5,279	4,232	4,948
8	3,821	5,643	2,107	4,928
9	3,323	4,951	4,88	4,729
10	3,201	5,473	5,476	5,877
11	3,818	6,119	4,249	4,503
12	4,222	5,153	2,379	4,984
13	2,606	5,951	5,197	4,161
14	3,692	5,58	4,671	5,56
15	3,537	4,174	5,152	5,223

8.5.4 Silicone Silpuran 2420 Incolor

Apêndice T – Valores de resistência ao rasgamento (N/mm) para o grupo incolor após a confecção e após 6 meses com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone Silpuran 2420.

	T0	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%
1	3,155	1,826	1,574	1,631
2	1,51	2,195	1,291	1,785
3	1,458	2,316	1,368	1,616
4	2,844	2,623	1,007	1,93
5	3,623	1,935	1,282	1,937
6	2,587	1,498	1,263	2,151
7	3,013	1,764	1,354	1,771
8	3,133	2,24	1,037	1,958
9	1,457	1,862	1,189	1,674
10	1,511	2,967	1,387	1,723
11	1,375	2,591	1,268	1,65
12	1,901	2,339	1	1,925
13	1,807	1,781	1,493	1,922
14	2,914	2,884	1,147	2,037
15	2,99	1,835	1,435	1,754

8.5.5 Silicone Silpuran 2420 Pigmentação intrínseca

Apêndice U – Valores de resistência ao rasgamento (N/mm) para o grupo pigmentação intrínseca após a confecção e após 6 meses com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone Silpuran 2420.

	T0	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%
1	3,384	0,718	1,525	1,104
2	2,213	0,531	1,123	1,29
3	2,417	0,742	1,491	0,967
4	2,656	0,955	1,367	0,943
5	2,277	0,434	1,461	1,163
6	2,436	0,633	1,506	1,556
7	2,122	0,588	1,794	1,321
8	2,287	0,6	1,309	1,469
9	2,858	0,484	1,314	1,862
10	2,884	1,25	1,194	1,364
11	2,73	0,506	1,449	1,148
12	2,196	0,916	1,361	1,376
13	3,274	0,606	1,81	1,232
14	2,357	0,693	1,321	1,308
15	2,413	0,673	0,926	1,745

8.5.6 Silicone Silpuran 2420 Pigmentação intrínseca + extrínseca

Apêndice V – Valores de resistência ao rasgamento (N/mm) para o grupo pigmentação intrínseca + extrínseca após a confecção e após 6 meses com os protocolos de desinfecção (C – sabão neutro; H₂O₂2% – Sabão neutro + peróxido a 2%; T0,15% – sabão neutro + triclosan a 0,15%) para o silicone Silpuran 2420.

	T0	C	H ₂ O ₂ 2%	T0,15%
1	1,851	0,935	2,595	1,987
2	2,707	1,066	1,965	2,238
3	2,36	1,57	2,658	2,298
4	2,492	1,71	2,261	2,805
5	1,949	1,391	2,292	2,22
6	2,41	0,93	2,325	2,632
7	2,729	1,482	2,222	2,12
8	2,433	2,022	2,514	2,091
9	2,608	1,311	1,938	1,403
10	2,173	0,822	2,193	2,239
11	2,421	1,498	2,727	1,735
12	2,632	0,983	2,382	1,816
13	2,885	1,31	1,862	2,721
14	2,201	1,314	2,748	1,881
15	2,033	1,452	2,068	2,72