

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO CLÍNICA ODONTOLÓGICA – MATERIAIS DENTÁRIOS

ANA CHOER MORAES FURST

**INFLUÊNCIA DO ENVELHECIMENTO ARTIFICIAL POR RAIOS
ULTRAVIOLETA SOBRE AS PROPRIEDADES MECÂNICAS E A ESTABILIDADE
DE COR DE TRÊS SILICONES COMERCIAIS UTILIZADOS PARA CONFECCÃO
DE PRÓTESES FACIAIS**

Porto Alegre

2021

ANA CHOER MORAES FURST

**INFLUÊNCIA DO ENVELHECIMENTO ARTIFICIAL POR RAIOS
ULTRAVIOLETA SOBRE AS PROPRIEDADES MECÂNICAS E A ESTABILIDADE
DE COR DE TRÊS SILICONES COMERCIAIS UTILIZADOS PARA CONFEÇÃO
DE PRÓTESES FACIAIS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito final para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Clínica Odontológica/Materiais Dentários.

Linha de Pesquisa: Biomateriais e Técnicas Terapêuticas em Odontologia

Orientadora: Profa. Dra. Susana Maria Werner Samuel

Porto Alegre

2021

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, em primeiro lugar, por viver a maior experiência que se chama VIDA, rodeada de saúde, de bençãos, de oportunidades e principalmente muitos aprendizados. Agradeço por contar sempre com a tua presença em cada desafio e por receber da vida tudo que eu preciso para crescer e evoluir.

Aos meus pais, **Cícero e Eva**, meus maiores e melhores professores e exemplos. Vocês foram e sempre serão minha base. Obrigada por absolutamente tudo, pois em todas situações boas e ruins vocês me auxiliaram a ser um ser humano melhor, com caráter íntegro e com o coração cheio de boas intenções, eu honro todos os esforços e sacrifícios que vocês passaram para que eu me tornasse a pessoa que sou hoje. Amo vocês!

Ao meu marido **Tiago**, meu grande motivador e apoiador. Com você aprendi que amar é somar, e da nossa soma de amor nasceu a razão da minha vida, **Isabelle**, o ser humano mais amado e especial do planeta. É por ela que busco acima de um trabalho, um propósito, para que ela escolha uma profissão com amor e viva com motivação e devoção a sua vida. Amo muito vocês!

Aos colegas que compartilharam comigo a vivência do mestrado, especialmente **Júlia Zandoná, Maitê Munhoz Scherer, Frederico Roveda, Andressa Simionato, Lucas Pinto e Cassiano Mendes**. Obrigada pelas conversas, pela amizade e companheirismo.

A **Adriana Corsetti**, agradeço a oportunidade que tão generosamente me concedeu de trabalhar com o que toca o meu coração. Agradeço, na pessoa da Adriana, pela existência dela e de todos os profissionais que escolheram e lutaram pela Prótese Bucomaxilofacial, uma área que não é da moda e em um mundo de valores tão invertidos, não oferece tantos benefícios materiais, quanto muitos outros serviços fúteis. Sem dúvidas, o amor e a compaixão com o próximo é a força propulsora dessa linda área. Ricos de espírito.

A **Faculdade de Odontologia da UFRGS** e ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, ao **Laboratório de materiais dentários (LAMAD)**, à minha orientadora **Susana Maria Werner Samuel** e aos meus professores/orientadores **Vicente Castelo Branco Leitune e Fabrício Mezzomo Collares**, agradeço pela oportunidade e conhecimentos compartilhados. Ao **Laboratório de Polímeros (LAPOL) da UFRGS**, por me auxiliar com os testes desse estudo.

RESUMO

Objetivo: Avaliar as características mecânicas e de estabilidade de cor antes e após o envelhecimento, de três silicones para uso em próteses faciais. **Materiais e Métodos:** Amostras de três silicones comerciais para prótese facial, A-2168, VST-50HD e DRAGON SKIN 10 FAST foram testadas em 24 horas (grupo controle) e após o envelhecimento artificial sob a ação de luz UV (grupo tratado), equivalente a um ano de uso (Equilam- EQUV). As propriedades de resistência ao rasgamento (RR), com n=7 para cada material, em cada tempo; resistência à tração (RT) e percentual de alongamento, com n=7 para cada material, em cada tempo e dureza shore A, com n=5 para cada material, em cada tempo, (totalizando 114 corpos de prova), foram avaliadas seguindo as normas ISO 37, ISO 34 e ASTM D-2240, respectivamente. A estabilidade de cor (ΔE) com n=6 para cada material em cada tempo, totalizando 36 corpos de prova, foi determinada pelo sistema CIE L*a*b*. Foi realizado teste de normalidade de Shapiro-Wilk e o Teste de Levene de Homogeneidade para avaliar as suposições dos testes paramétricos. Para comparação intra e intergrupos, foi utilizada a Análise de Variância (ANOVA) de duas vias, complementado pelo teste de Bonferroni com nível de significância de 5%. **Resultados:** A caracterização inicial dos materiais mostrou diferenças estatisticamente significativas entre eles, sendo que, a menor dureza (11,7) e a maior porcentagem de alongamento (1410%) foram apresentadas pelo Dragon Skin-10. Já os materiais VST-50HD e A-2186 apresentaram os maiores valores de RT (4,74 e 4,37 N/mm², respectivamente), sem diferença estatisticamente significativa entre eles. A caracterização dos materiais após a exposição à luz UV, mostrou diferenças estatisticamente significativas entre todos os materiais, sendo que a menor dureza (12,3) e a maior porcentagem de alongamento (951,9%) foram apresentadas pelo Dragon Skin-10. O material VST-50HD apresentou o maior valor de RT (4,13 N/mm²). Os materiais VST-50HD e Dragon Skin-10 apresentaram os maiores valores de RR (7,06 e 6,65 kN/m, respectivamente), sem diferença significativa entre eles. Quanto à avaliação do efeito do envelhecimento artificial em cada material, a comparação das diferenças entre os valores da dureza, obtidos antes e após a exposição à luz UV, não mostrou diferença estatisticamente significativa entre os três materiais. Já, os materiais VST-50HD e Dragon Skin-10 mostraram a menor alteração de RT e do RR, sem diferença significativa entre eles. Os materiais VST-50HD e A-2186 mostraram a menor alteração na porcentagem de alongamento, sem diferença significativa entre eles. Quanto à alteração de cor, os materiais VST-50HD e Dragon Skin-10 apresentaram os menores valores ($\Delta E = 2,71$ e $2,25$, respectivamente), sem diferença estatisticamente significativa entre eles. **Conclusão:**

Comparando as diferenças entre os valores obtidos antes e após a exposição à luz UV, referente às propriedades, é possível inferir que o VST-50HD apresentou maior estabilidade na maioria das propriedades, seguido pelo Dragon Skin-10 e por último o A-2186 que se mostrou mais vulnerável ao envelhecimento. Quanto à estabilidade da cor, o melhor desempenho foi dos materiais VST-50HD e Dragon Skin-10, que permaneceram na faixa de aceitação clínica, sem diferença entre eles.

Palavras-chave: Silicones. Prótese Maxilofacial. Radiação Ultravioleta.

ABSTRACT

Purpose: Evaluate the mechanical characteristics and color stability before and after aging of three silicones for use in facial prostheses. **Materials and Methods:** Samples of three commercial silicones for facial prosthesis, A-2168, VST-50HD and DRAGON SKIN 10 FAST were tested within 24 hours (control group) and after artificial aging under the action of UV light (treated group), equivalent to one year of use (Equilam-EQUV). The tear strength properties (ts'), with $n=7$ for each material, at each time; tensile strength (TS) and elongation percentage, with $n=7$ for each material, at each time and shore A hardness, with $n=5$ for each material, at each time, (totaling 114 specimens), were evaluated following ISO 37, ISO 34 and ASTM D-2240, respectively. The color stability (ΔE) with $n=6$ for each material at each time, totaling 36 specimens, was determined by the CIE $L^*a^*b^*$ system. Shapiro-Wilk normality test and Levene's Homogeneity test were performed to assess the assumptions of the parametric tests. For intra- and inter-group comparison, two-way Analysis of Variance (ANOVA) was used, complemented by the Bonferroni test with a significance level of 5%. **Results:** The initial characterization of the materials showed statistically significant differences between them, and the lowest hardness (11.7) and the highest elongation percentage (1410%) were presented by Dragon Skin-10. The materials VST-50HD and A-2186 presented the highest TS values (4.74 and 4.37 N/mm², respectively), with no statistically significant difference between them. The characterization of materials after exposure to UV light showed statistically significant differences between all materials, with the lowest hardness (12.3) and the highest percentage of elongation (951.9%) presented by Dragon Skin-10. The material VST-50HD had the highest TS value (4.13 N/mm²). The materials VST-50HD and Dragon Skin-10 presented the highest ts' values (7.06 and 6.65 kN/m, respectively), with no significant difference between them. As for the evaluation of the effect of artificial aging on each material, the comparison of the differences between the hardness values, obtained before and after exposure to UV light, did not show a statistically significant difference between the three materials. On the other hand, the materials VST-50HD and Dragon Skin-10 showed the smallest change in TS and ts' , with no significant difference between them. The materials VST-50HD and A-2186 showed the smallest change in the percentage of elongation, with no significant difference between them. As for color change, the materials VST-50HD and Dragon Skin-10 presented the lowest values ($\Delta E= 2.71$ and 2.25 , respectively), with no statistically significant difference between them. **Conclusion:** Comparing the differences between the values obtained before and after exposure to UV light, regarding properties, it is possible to infer that VST-50HD showed greater stability

in most properties, followed by Dragon Skin-10 and finally A- 2186 that proved to be more vulnerable to aging. As for color stability, the best performance was for the materials VST-50HD and Dragon Skin-10, which remained in the clinical acceptance range, with no difference between them.

Key Words: Silicones. Maxillofacial Prosthesis. Ultraviolet Rays.

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Marcas comerciais, fabricantes e respectivos lotes dos materiais avaliados	15
--	----

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Apresentação comercial dos silicones utilizados no estudo.....	15
Figura 2 – Matrizes de acrílico elaboradas de acordo com as dimensões exigidas pelas respectivas especificações para cada ensaio.....	16
Figura 3 – Espécimes para os ensaios de resistência ao rasgamento, resistência à tração, dureza shore A e estabilidade de cor.....	16
Figura 4 – Dimensões da amostra de acordo com o teste de resistência ao rasgamento e amostra submetida ao teste de rasgamento.....	18
Figura 5 – Dimensões da amostra em forma de haltere tipo 2 para o teste de resistência à tração e amostra submetida ao teste de tração.....	19
Figura 6 – Espectrofotômetro Cary 5000.....	21
Figura 7 – Máquina simuladora de intempérie.....	22
Figura 8 – Amostras posicionadas nos dispositivos da máquina de envelhecimento.....	22
Figura 9 – Média de dureza antes e após a exposição dos materiais à luz UV.....	27
Figura 10 – Média de resistência à tração (N/mm^2) dos materiais antes e após exposição à luz UV.....	27
Figura 11 – Média do percentual de alongamento dos materiais (%) antes e após exposição à luz UV.....	28
Figura 12 – Média da resistência ao rasgamento (kN/m) dos materiais antes e após exposição à luz UV.....	28
Figura 13 – Valor da alteração da cor (ΔE) dos materiais após a exposição à radiação UV.....	31

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparação das propriedades do material VST-50HD.....	24
Tabela 2 – Comparação das propriedades do material Dragon Skin-10.....	24
Tabela 3 – Comparação das propriedades do material A-2186.....	25
Tabela 4 – Comparação das propriedades entre os grupos no tempo inicial (controle).....	25
Tabela 5 – Comparação das propriedades entre os grupos após a exposição à luz UV.....	26
Tabela 6 - Comparação entre os grupos quanto à diferença entre os tempos (antes e após a exposição à luz UV)	26
Tabela 7 – Valores das propriedades de cada material antes e após exposição UV (dados compilados)	29
Tabela 8 – Comparação dos valores de ΔE e dos parâmetros da cor de cada material antes e após exposição à luz UV.....	30

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	12
2. OBJETIVO.....	14
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	15
3.1 MATERIAIS.....	15
3.2 MÉTODOS.....	15
3.2.1 Ensaio de resistência ao rasgamento.....	17
3.2.2 Ensaio de resistência à tração.....	19
3.2.3 Avaliação do percentual de alongamento.....	20
3.2.4 Avaliação da dureza Shore A.....	20
3.2.5 Avaliação da Cor.....	20
3.2.6 Envelhecimento artificial com radiação UV.....	21
3.2.6 Análise Estatística.....	23
4. RESULTADOS.....	24
5. DISCUSSÃO.....	33
6. CONCLUSÃO.....	37
REFERÊNCIAS.....	38

1.INTRODUÇÃO

A face humana é a parte do corpo que mais chama a atenção, tornando maior a dificuldade em camuflar qualquer deformidade ou defeito. Pacientes vitimados por traumas, queimaduras, doenças ou anomalias congênitas¹⁻³, podem sofrer uma queda na qualidade de vida, baixa autoestima, problemas psicológicos e dificuldades no convívio que muitas vezes culminam no isolamento social⁴.

Quando há perda de um órgão da face, as cirurgias reparadoras representam uma opção de escolha para devolução de função e estética, porém, a reconstrução cirúrgica pode ser limitada pela quantidade de tecidos remanescentes, pelo comprometimento vascular, condições de saúde geral, tratamentos com radioterápicos, entre outros⁵⁻⁸. Na impossibilidade cirúrgica, as próteses faciais representam a opção para restaurar estruturas faciais⁶. A reabilitação facial com próteses é um procedimento não-invasivo, livre de riscos e que permite o exame e acesso à região lesionada sempre que preciso¹. É fundamental que essa correção não seja somente estética, mas sim funcional, multidisciplinar e psicossocial⁷.

Nas substituições extra orais que envolvem a pele humana, dentre as mais comuns estão as próteses nasais, auriculares e óculo-palpebrais. É imprescindível um material que apresente um aspecto similar ao da pele, que permita sua caracterização para se assemelhar ao tom e textura do paciente, que seja leve, agradável ao toque, de fácil higienização, com baixa condutibilidade térmica e ao mesmo tempo biocompatível^{9,10}. A respeito das propriedades ideais de um material para esse fim, deve ter um percentual de alongamento adequado, boa resistência ao rasgamento e às intempéries com boa estabilidade de cor^{5,7}. A busca por materiais com propriedades adequadas para dissimular defeitos maxilofaciais vem de séculos atrás quando os egípcios e chineses usavam cera ou resinas para reconstruir a porção perdida da região de cabeça e pescoço^{6,9}.

O silicone tem sido utilizado para diversas aplicações na área médica desde o início de sua comercialização, em 1946^{7,9}. Estes elastômeros são uma combinação de componentes orgânicos e inorgânicos⁶⁻⁸. Silicones são hoje os materiais mais amplamente utilizados em reparações faciais, apresentam propriedades desejáveis como biocompatibilidade^{5,6,11}, facilidade de manipulação, baixa viscosidade e a possibilidade de ser pigmentado⁹. Em virtude de sua flexibilidade e leveza proporcionam ao paciente bem-estar e conforto com a vantagem adicional de possuir uma textura similar à pele humana¹.

Esses elastômeros, são classificados de acordo com seu processo de vulcanização, como silicões polimerizados pela ação do calor (HTV), e silicões polimerizados a temperatura ambiente (RTV)⁹. Além das diferentes formas de polimerização (adição ou condensação), as diferenças no peso molecular das cadeias poliméricas e da concentração de preenchimento de sílica utilizados nos diferentes materiais comerciais conhecidos, podem responder sobre a diversidade na qualidade das propriedades físicas e mecânicas encontradas entre eles^{10,12,13}. Silicões ainda podem ser categorizados como grau de implante, grau médico, grau de limpeza e grau industrial, baseado em sua forma de aplicação⁹. Os silicões RTV, possuem um sistema de dois componentes e podem ser curados com catalisadores a base de platina ou estanho⁹.

Apesar de seu uso frequente, o silicone apresenta algumas limitações^{2,3,6}. Muitos pesquisadores buscam através de estudos científicos melhorar a composição dos silicões para que apresente características mais próximas ao ideal, pois o declínio de suas propriedades físicas e mecânicas são as principais causas para a substituição das próteses faciais^{1,3,14-16}. A descoloração, a deterioração e a ruptura do material são decorrentes, na maioria das vezes, de alterações dependentes de fatores externos como exposição ao sol, poluição atmosférica, falhas na higiene pessoal, presença de suor, umidade e oleosidade¹⁵⁻¹⁷. Alguns desses fatores podem variar de acordo com a localização geográfica e as condições climáticas³. A ação desses fatores externos sobre as propriedades dos silicões utilizados para reabilitações maxilofaciais, tem sido estudada por diversos autores^{1,3-5,16-19}. Devido à incapacidade de lidar com os fatores externos, essas próteses faciais possuem um tempo de vida limitado que pode variar de 6 meses até 2 anos^{1,3,8,9,17,20,21}. A necessidade de refazer essas peças constantemente implica gastos financeiros, desconforto e insegurança ao paciente^{7,17,21}.

Alta resistência à tração e ao rasgamento, dureza adequada e estabilidade de cor são propriedades importantes e desejáveis para o sucesso dos materiais reconstrutores faciais^{6,12}. Resistência à tração e adequado alongamento do material, indicam a extensão que ele pode ser esticado antes de romper e sua habilidade de tolerar os movimentos dos músculos faciais, sendo que um alto percentual de alongamento é o ideal para a prótese¹⁴. Alta resistência ao rasgamento é clinicamente importante para evitar a ruptura da prótese durante sua remoção, higiene e colocação, principalmente na região das bordas da peça protética, que possuem menor espessura¹³. Valores elevados de dureza de um material determinam menor flexibilidade, e é desejável ter um material com dureza similar ao tecido facial¹². A estabilidade de cor mantém as próteses esteticamente agradáveis e, uma vez perdida, apresenta sinal visível da falha do trabalho^{3,5,20,21}.

A busca por melhorar a composição do silicone tornou-se indispensável frente ao cenário atual que é de uma maior demanda de próteses faciais^{20,22,23}. Um expressivo número de pacientes acometidos pelas neoplasias de cabeça e pescoço fazem parte do público beneficiado pelas reabilitações faciais²³. Os avanços da medicina, o diagnóstico precoce e tratamentos mais efetivos, aumentam a sobrevida desses pacientes de forma significativa^{22,23}. Além disso, existe um maior conhecimento científico dos implantes dentários que, quando indicados, podem ser utilizados em diferentes estruturas ósseas faciais para melhor fixar essas próteses, oferecendo maior segurança e fazendo com que os pacientes busquem também cada vez mais pela reabilitação protética^{20,25}.

Existem diversos materiais disponíveis comercialmente, sendo que muitos silicones são utilizados em serviços voluntários e sociais de próteses bucomaxilofaciais por oferecerem mais fácil acesso ou melhor custo, sem que estudos científicos prévios assegurem suas propriedades^{2,5,12,17}. Mesmo diante da necessidade de melhorias na qualidade dos silicones utilizados para reabilitação protética para uma maior durabilidade, é necessário antes conhecer suas propriedades, caracterizá-las e compará-las com as dos materiais já consagrados na literatura.

2. OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do envelhecimento artificial por raios ultravioleta sobre as propriedades de resistência ao rasgamento, resistência à tração, percentual de alongamento, dureza Shore A e estabilidade de cor de três silicones comerciais.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 MATERIAIS

As marcas comerciais e os respectivos fabricantes dos materiais utilizados neste trabalho estão descritas no Quadro 1. São três silicones de adição das marcas VST-50HD, A-2186 e Dragon Skin 10 Fast, catalisados por sal de platina, de grau médico, com polimerização em temperatura ambiente (RTV), conforme apresentado na Figura 1.

Quadro 1. Marcas comerciais, fabricantes e respectivos lotes dos materiais avaliados

Produto	Fabricante	LOTE
VST-50HD	Factor II	LOT#T725331LB
A-2186	Factor II	LOT#F19U138R091LB
Dragon Skin 10 Fast	Smooth on	Não informado



Figura 1. Apresentação comercial dos silicones utilizados no estudo

3.2 MÉTODOS

A manipulação dos materiais seguiu as indicações dos fabricantes. Uma câmara à vácuo auxiliou na remoção de bolhas e os materiais foram vertidos sob vibração em matrizes previamente confeccionadas em acrílico (Figura 2), de acordo com as dimensões exigidas para

cada ensaio. Após o tempo de polimerização, respeitando as indicações de cada material, os silicones foram retirados das matrizes e seus excessos foram removidos. Somente amostras sem defeitos visíveis foram testadas (Figura 3), as dimensões das amostras foram aferidas com um paquímetro digital Mitutoyo (Mitutoyo, Sul Americana Ltda). Logo, foram acondicionadas a temperatura ambiente ($23\pm 1^\circ\text{C}$) e umidade relativa do ar de ($50\pm 5\%$)^{4-6, 10,13,14,26,27} e testadas após 24 horas (polimerização completa).



Figura 2. Matrizes de acrílico elaboradas de acordo com as dimensões exigidas pelas respectivas especificações para cada ensaio

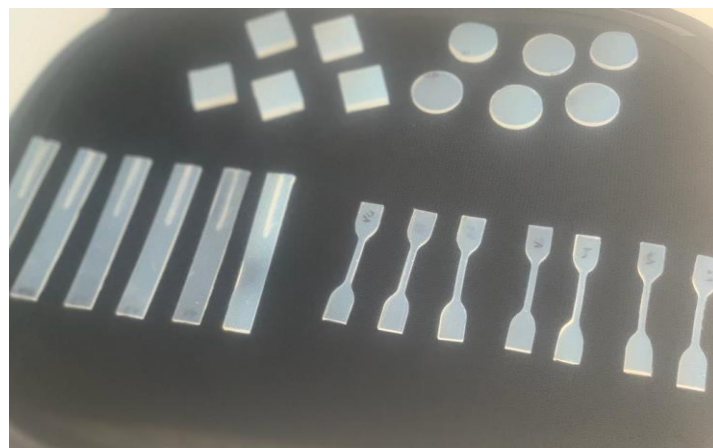
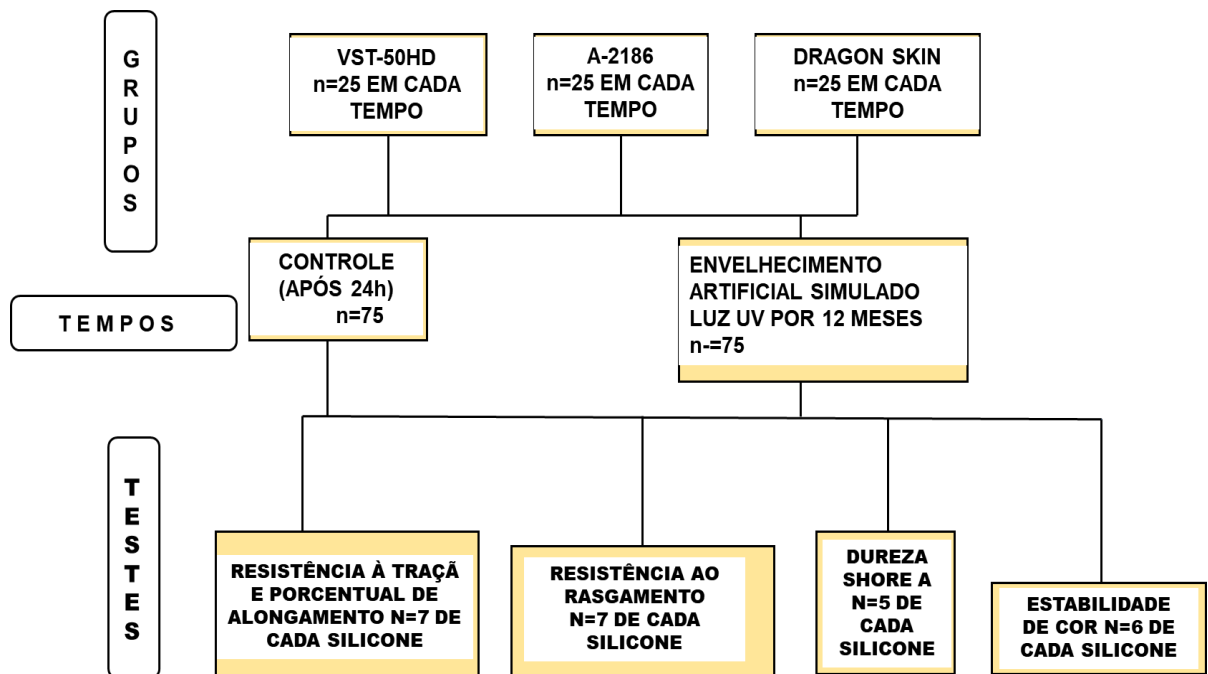


Figura 3. Espécimes para os ensaios de resistência ao rasgamento, resistência à tração, dureza Shore A e estabilidade de cor

Os procedimentos experimentais dos testes mecânicos foram conduzidos de acordo com as especificações para borrachas vulcanizáveis estabelecidas pela Padronização Americana para Testes e Materiais (ASTM) e Organização Internacional de Normatização (ISO).

Todos os testes de resistência à tração, resistência ao rasgamento e percentual de alongamento, foram executados em uma máquina universal (Instron Emic Modelo 235D; Instron, Brasil) e os dados foram fornecidos pelo software Bluehill Universal 3.

Foram confeccionadas 75 amostras para cada um dos tempos, sendo 25 corpos de prova de cada um dos três silicones (7 para resistência ao rasgamento, 7 para resistência à tração, 5 para dureza Shore A e 6 para estabilidade de cor) conforme fluxograma apresentado a seguir.



O número amostral e as dimensões das amostras dos testes mecânicos estão de acordo com a normatização adotada para cada teste. Os parâmetros para a avaliação na estabilidade de cor foram baseados na literatura^{27,31,32}

3.2.1 Ensaio de resistência ao rasgamento

Para avaliação da resistência ao rasgamento, foram confeccionadas amostras retangulares em forma de calças (figura 4), de acordo com a ISO 34-1²⁸ com as seguintes dimensões A=100 mm (comprimento), B=40±2 mm (entalhe), C=2±0.2 mm (espessura), D=15±1 mm (largura), E=7.5±0.5 mm (largura da perna). As amostras foram testadas a uma taxa de deformação de 100 mm/min^{4,5,13}. O resultado da resistência ao rasgamento, foi expresso em Quilo Newton por metro (kN/m), e calculada conforme a equação (1):

$$\boxed{RR = \frac{F_m}{E}} \quad (1)$$

Onde:

(RR) Resistência ao rasgamento,

(Fm) Força mediana calculada

(E) Espessura média calculada

Esse cálculo da força mediana foi feito de acordo com o método “A” da norma ISO-6133²⁹

O valor da resistência ao rasgamento é obtido de acordo com o formato da amostra e o valor da taxa de deformação¹². A forma de calças e o teste utilizado está de acordo com o “método A” da normatização ISO 34²⁸. Nesses casos o cálculo da força mediana foi realizado de acordo com as medianas dos picos de força válidos, conforme a normatização ISO-6133²⁹. A espessura média é calculada pela média de 3 medidas de espessuras feitas individualmente nos corpos de prova antes de cada teste.

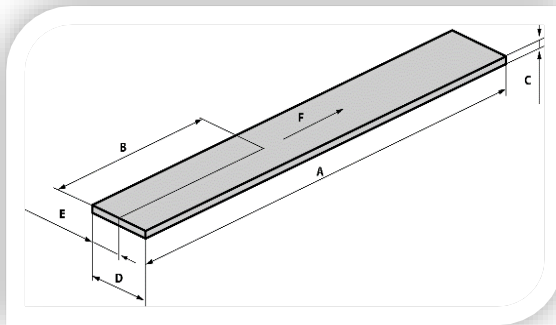


Figura 4. Dimensões da amostra de acordo com o teste de resistência ao rasgamento, forma retangular (calças) de acordo com a ISO 34-1²⁸ em mm (A=100, B=40±2, C=2±0.2, D=15±1, E=7.5±0.5 e F=direção da força). Ao lado a amostra sendo submetida ao teste de rasgamento.

3.2.2 Ensaio de resistência à tração

A resistência à tração representa o ponto máximo da curva tensão-deformação, valor da máxima tensão que o material suporta ao ser esticado antes de falhar ou quebrar. Para o teste de resistência à tração, as amostras foram confeccionadas de acordo com a ISO 37³⁰ em forma de haltere tipo 2, com as seguintes dimensões em mm: A=75, B=12.5±1, C=25±1, D=12.5±1 e E=8±0.5, conforme especificado na figura 5. As extremidades das amostras foram presas simetricamente para que a tensão fosse distribuída uniformemente sobre a porção útil da peça. Os testes de tração foram realizados a uma velocidade de 500 mm/min^{4,5,13,14}. Previamente aos testes, a espessura de cada amostra foi aferida, bem como sua largura em três pontos e uma média foi calculada. A partir dos dados fornecidos pelo software, a resistência à tração foi expressa em Newton por milímetro quadrado (N/mm²) e calculada conforme a equação (2):

$$R_t = \frac{F_r}{L \times E} \quad (2)$$

Onde

(Fr) força média calculada na ruptura,

(L) Largura média da porção estreita da amostra,

(E) Espessura da amostra.

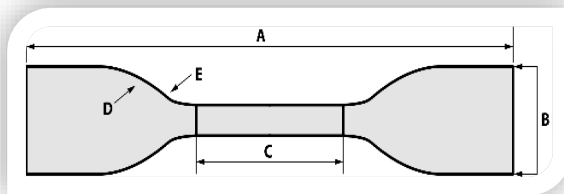


Figura 5. Dimensões da amostra em forma de haltere tipo 2 para o teste de resistência à tração em mm (A=75, B=12.5±1, C=25±1, D=12.5±1 e E=8±0.5) de acordo com a ISO 37³⁰. À direita, a amostra sendo submetida ao teste de tração.

3.2.3 Avaliação do percentual de alongamento

O cálculo do percentual de alongamento, assim como o cálculo da resistência à tração, é realizado automaticamente pelo software do equipamento, portanto não foi um ensaio isolado e sim um dado complementar ao ensaio de resistência à tração.

O valor do percentual de alongamento corresponde ao acréscimo percentual do comprimento final do corpo, aferido no pico da curva tensão-deformação, em relação ao seu comprimento inicial. O percentual de alongamento (PA) é calculado pela razão entre a diferença do comprimento da amostra na ruptura (Cr) aferido pelo software e o comprimento da amostra inicial (Ci) aferido antes do teste com paquímetro, sobre o comprimento da amostra inicial (Ci), multiplicando o resultado por 100%, conforme a equação (3).

$$\text{PA} = \frac{\text{Cr} - \text{Ci}}{\text{Ci}} \times 100\% \quad (3)$$

3.2.4 Avaliação da dureza Shore A

Para aferir a dureza Shore A dos elastômeros, cinco amostras de cada silicone, em cada um dos tempos (n=5)^{4-6, 10,13,14}, foram confeccionadas com as dimensões (25mm x 25mm x 6mm) de acordo com a especificação D2240 da Padronização Americana para Testes e Materiais ASTM^{4-6,10,13,14}. A dureza de indentação foi determinada por um durômetro de Shore A (Bareiss, Germany). Para cada amostra foram feitas cinco leituras, após isso, um valor médio foi calculado.

3.2.5 Avaliação da Cor

Para determinar a estabilidade de cor foram testadas seis (n=6)²⁷ amostras com dimensões de 30mm de diâmetro e 3mm³¹ de espessura para cada tipo de elastômero. As medições de cor foram feitas com o espectrofotômetro Agilent Cary 5000, Victoria Austrália, ilustrado na figura 6. As alterações de cor (ΔE^*) foram calculadas utilizando CIE (Comissão Internacional de L'Eclairage) L*a*b* conforme a equação (4)^{2,3,14,27,32}.

$$\Delta E^* = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2} \quad (4)$$

Onde:

L^* é referente à luminosidade do objeto a ser avaliado, podendo variar do preto ao branco,

a^* é a coordenada do croma no eixo vermelho e verde,

b^* é a coordenada do croma no eixo de amarelado e azul.

A mudança de cor é considerada visualmente detectável e aceitável para valores ΔE^* entre 1.1 e 3, respectivamente³².



Figura 6. Espectrofotômetro Cary 5000

3.2.6 Envelhecimento artificial com radiação UV

Conforme já descrito, as primeiras 75 amostras foram utilizadas para os ensaios após 24 horas (controle), e as demais 75 amostras, após o envelhecimento artificial. Os corpos de prova foram acondicionados em máquina de luz UV EQUILAM (EQUV-RC) que simulou aproximadamente 12 meses de uso sob a radiação solar^{4,5}. Os raios ultravioleta da máquina de intemperismo (Figura 7), simulam as mesmas condições de uma prótese exposta a área externa^{4,5,8}, mas de uma forma acelerada.



Figura 7. Máquina simuladora de intempérie

A Figura 8 ilustra o posicionamento das amostras nos dispositivos da máquina de luz UV EQUILAM (EQUV-RC) utilizada para o envelhecimento dos materiais.

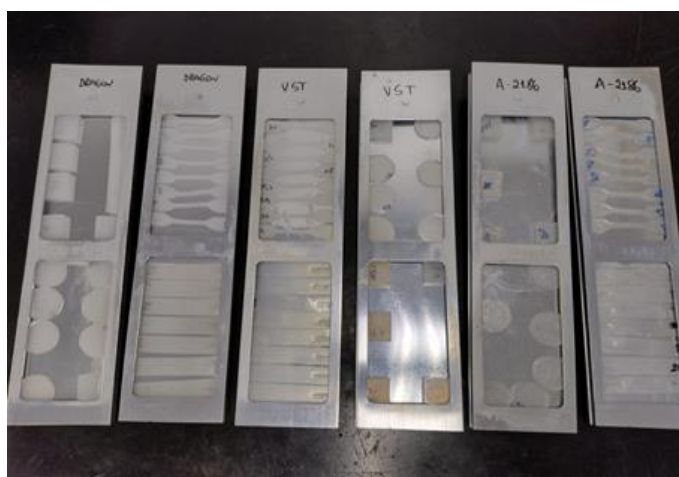


Figura 8. Amostras posicionadas nos dispositivos da máquina de envelhecimento

A regulamentação adotada nesse estudo foi a ASTM G154³³ de acordo com seu ciclo 7. O paciente portador de prótese facial utiliza a mesma, em média, 8 a 10 horas por dia. Neste período é esperado que ela fique exposta à luz solar por aproximadamente 1 hora⁴. Não existem comprovações exatas do número de horas que corresponda ao período de 12 meses de exposição ao intemperismo artificial, pois isso depende de fatores climáticos locais. De qualquer forma, pode-se usar como referência alguns dados, como por exemplo, a média cumulativa de irradiação global anual para uma cidade como Botucatu, São Paulo, que é de 213 MJ/m²³⁴. A irradiação, de acordo com o ciclo 7 (ASTM G154)³³ é de 1,55W/m² a 340nm, nesta faixa de comprimento de onda,(340nm),10 KJ/m² são semelhantes a 1MJ/m²³⁵, por fim os valores podem ser utilizados na equação (5):

$$\boxed{\text{KJ/m}^2 = \text{W/m}^2 \times 3,6 \times \text{h}}^{5,35} \quad (5)$$

$$10\text{kJ/m}^2 \text{ a } 340\text{nm} \cong 1\text{MJ/m}^2$$

$$2130 = 1,55 \times 3,6 \times \text{h}$$

$$\text{h} = 381,72$$

Sendo assim, um ano de exposição ao intemperismo equivale aproximadamente a 382 horas dentro do equipamento. Após esse período, as amostras foram lavadas em água destilada por 15 minutos em uma cuba ultrassônica e estocadas por 24 horas em temperatura ambiente ($23 \pm 1^\circ\text{C}$) e umidade relativa ($50 \pm 5\%$), e então testadas.

Os corpos de prova envelhecidos para os testes de resistência à tração, resistência ao rasgamento e percentual de alongamento, também foram testados da mesma forma que os corpos de prova dos ensaios realizados após 24h, em uma máquina universal (Instron Emic Modelo 235D; Instron, Brasil), os dados foram fornecidos pelo software Bluehill Universal 3.

O mesmo ocorreu com os corpos de prova para avaliação da dureza Shore A e da Cor, conforme descrito nos itens 3.2.4 e 3.2.5

3.2.6 Análise Estatística

As variáveis numéricas foram descritas por média e desvio padrão e as categóricas por frequências absolutas e relativas. Foi realizado teste de normalidade de Shapiro-Wilk e o Teste de Levene de Homogeneidade para avaliar as suposições dos testes paramétricos. Para a comparação intra e intergrupos, foi realizado o teste de Análise de Variância (ANOVA) de 2 vias complementado pelo teste de Bonferroni. Todas as análises foram realizadas considerando-se um nível de significância de 5% ou $p < 0,05$.

4. RESULTADOS

Os resultados da análise estatística dos valores de Dureza, Resistência à tração, Porcentagem de alongamento e Resistência ao rasgamento de cada material, antes e após exposição UV, estão apresentados nas tabelas 1, 2 e 3. As variáveis foram descritas por média e desvio padrão.

Tabela 1 – Comparação das propriedades do material VST-50HD

Propriedades	VST-50HD			p*
	Controle	Expostos a luz UV	Diferença	
	Média ± DP	Média ± DP	(IC 95%)	
Dureza	37,5 ± 0,52	39,2 ± 2,19	1,68 (-0,89 a 4,26)	0,833
RT	4,74 ± 0,71	4,13 ± 0,79	-0,61 (-1,97 a 0,75)	1,000
Alongamento (%)	702,5±68,1	593,5±78,8	-108,9 (-241,1 a 23,4)	0,235
R Rasgamento	8,73±2,19	7,06±1,54	-1,68 (-4,07 a 0,72)	0,602

* comparação intragrupo de acordo com ANOVA de duas vias ajustado por Bonferroni

Tabela 2 – Comparação das propriedades do material Dragon Skin-10

Propriedades	Dragon Skin-10			p*
	Controle	Expostos a luz UV	Diferença	
	Média ± DP	Média ± DP	(IC 95%)	
Dureza	11,7 ± 0,44	12,3 ± 0,84	0,64 (-0,63 a 1,91)	1,000
RT	2,96 ± 0,55	2,68 ± 0,31	-0,28 (-0,93 a 0,36)	1,000
Alongamento (%)	1410±182	951,9±110,2	-458,3 (-676,8 a - 239,8)	<0,001
R Rasgamento	8,58±0,73	6,65±0,64	-1,94 (-2,89 a -0,98)	<0,001

* comparação intragrupo de acordo com ANOVA de duas vias ajustado por Bonferroni

Tabela 3 – Comparação das propriedades do material A-2186

Propriedades	A-2186			p*
	Controle	Expostos a luz UV	Diferença (IC 95%)	
	Média ± DP	Média ± DP		
Dureza	33,4 ± 0,80	35,5 ± 1,27	2,08 (-0,16 a 4,32)	0,095
RT	4,37 ± 0,54	2,58 ± 0,68	-1,79 (-2,21 a -1,36)	<0,001
Alongamento (%)	447,1±46,2	400,1±87,9	-47,0 (-149,8 a 55,8)	1,000
R rasgamento	7,84±1,94	3,89±0,57	-3,94 (-5,99 a -1,89)	<0,001

* comparação intragrupo de acordo com ANOVA de duas vias ajustado por Bonferroni

A tabela 4 apresenta os resultados da análise estatística dos valores de Dureza, Resistência à tração, Porcentagem de alongamento e Resistência ao rasgamento, comparando os grupos antes da exposição à luz UV.

Tabela 4 – Comparação das propriedades entre os grupos no tempo inicial (controle)

Propriedades	VST-50HD	Dragon Skin-10	A-2186	p*
	Controle	Controle	Controle	
	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	
Dureza	37,5 ± 0,52 ^c	11,7 ± 0,44 ^a	33,4 ± 0,80 ^b	<0,001
RT	4,74 ± 0,71 ^b	2,96 ± 0,55 ^a	4,37 ± 0,54 ^b	<0,001
Alongamento (%)	702,5±68,1 ^b	1410±182 ^c	447,1±46,2 ^a	<0,001
R Rasgamento	8,73±2,19	8,58±0,73	7,84±1,94	0,595

* comparação intergrupos de acordo com ANOVA de duas vias; ^{a,b} Letras iguais não diferem pelo teste de Bonferroni a 5% de significância (comparação entre os grupos)

A tabela 5 apresenta os resultados da análise estatística dos valores de Dureza, Resistência à tração, Porcentagem de alongamento e Resistência ao rasgamento, comparando os grupos após a exposição à luz UV.

Tabela 5 – Comparação das propriedades entre os grupos após a exposição à luz UV

Propriedades	VST-50HD	Dragon Skin-10	A-2186	p*
	Expostos a luz UV	Expostos a luz UV	Expostos a luz UV	
	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	
Dureza	39,2 ± 2,19 ^c	12,3 ± 0,84 ^a	35,5 ± 1,27 ^b	<0,001
RT	4,13 ± 0,79 ^b	2,68 ± 0,31 ^a	2,58 ± 0,68 ^a	<0,001
Alongamento (%)	593,5±78,8 ^b	951,9±110,2 ^c	400,1±87,9 ^a	<0,001
R Rasgamento	7,06±1,54 ^b	6,65±0,64 ^b	3,89±0,57 ^a	<0,001

* comparação intergrupos de acordo com ANOVA de duas vias; ^{a,b} Letras iguais não diferem pelo teste de Bonferroni a 5% de significância (comparação entre os grupos)

A tabela 6 apresenta os resultados da análise estatística comparando as diferenças entre os valores obtidos antes e após a exposição à luz UV, referente às propriedades de Dureza, Resistência à tração, Porcentagem de alongamento e Resistência ao rasgamento dos materiais.

Tabela 6 - Comparação entre os grupos quanto à diferença entre os tempos (antes e após a exposição à luz UV)

Propriedades	VST-50HD	Dragon Skin-10	A-2186	p*
	Diferença (IC 95%)	Diferença (IC 95%)	Diferença (IC 95%)	
Dureza	1,68 (-0,89 a 4,26)	0,64 (-0,63 a 1,91)	2,08 (-0,16 a 4,32)	0,200
RT	-0,61 ^b (-1,97 a 0,75)	-0,28 ^b (-0,93 a 0,36)	-1,79 ^a (-2,21 a -1,36)	<0,001
Alongamento (%)	-108,9 ^b (-241,1 a 23,4)	-458,3 ^a (-676,8 a -239,8)	-47,0 ^b (-149,8 a 55,8)	<0,001
R Rasgamento	-1,68 ^b (-4,07 a 0,72)	-1,94 ^b (-2,89 a -0,98)	-3,94 ^a (-5,99 a -1,89)	0,026

* comparação entre as diferenças dos três grupos (valor p do teste de interação entre grupo e tempo); ^{a,b} Letras iguais não diferem pelo teste de Bonferroni a 5% de significância (comparação entre os grupos)

Para permitir uma comparação visual dos resultados das propriedades apresentadas pelos materiais, as figuras de 09 a 12 ilustram sob a forma de gráfico de barras, os valores descritos nas tabelas de 1 a 6.

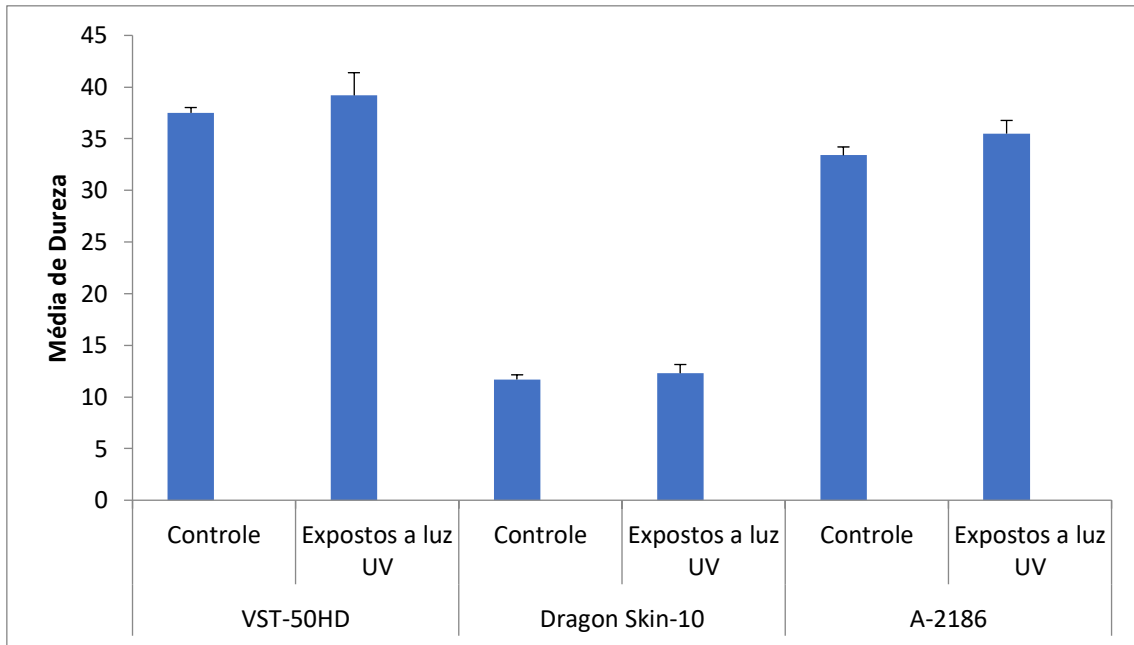


Figura 9 – Média da dureza antes e após a exposição dos materiais à luz UV

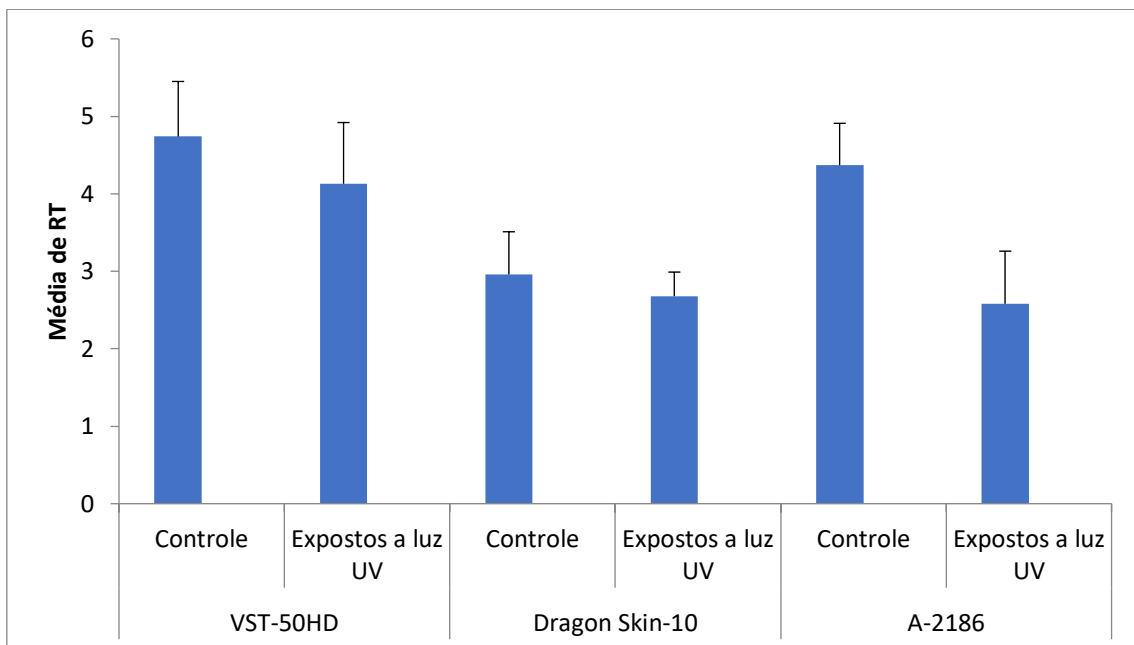


Figura 10 – Média de resistência à tração (N/mm^2) dos materiais antes e após exposição à luz UV

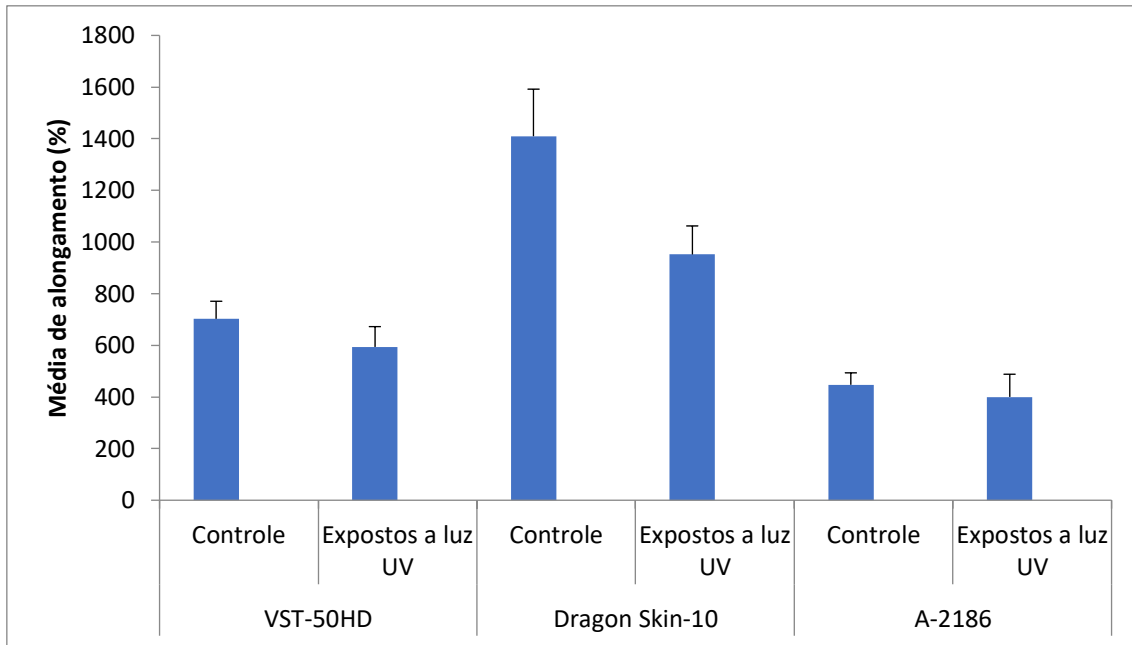


Figura 11 – Média do percentual de alongamento dos materiais (%) antes e após exposição à luz UV

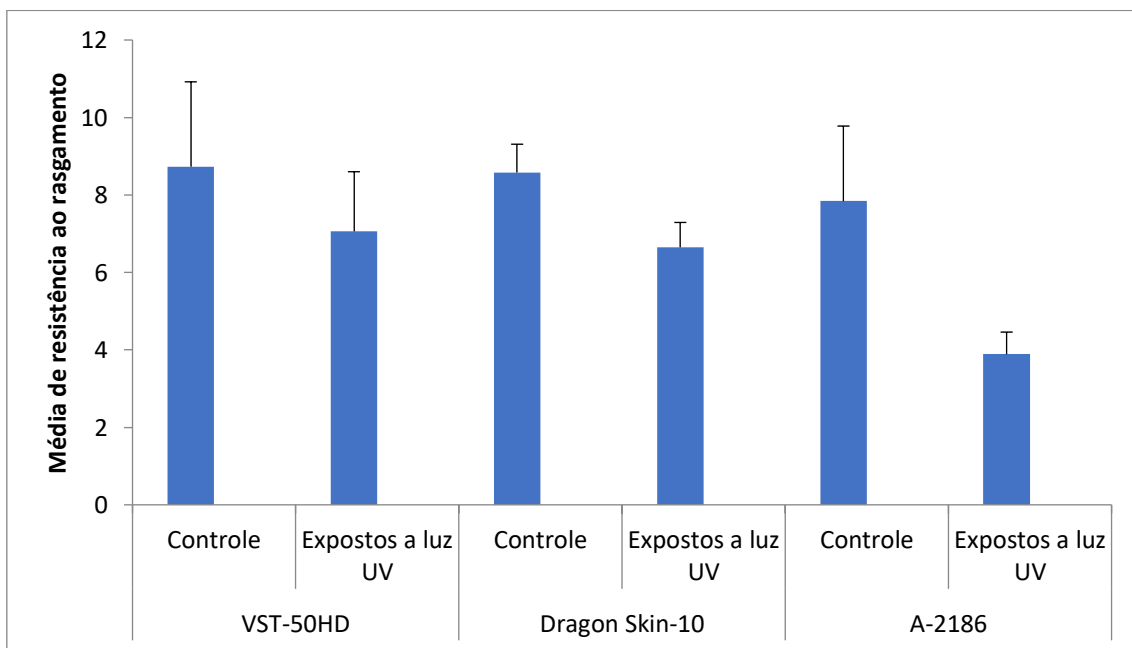


Figura 12 – Média da resistência ao rasgamento (kN/m) dos materiais antes e após exposição à luz UV

Os valores de Dureza, Resistência à tração, Porcentagem de alongamento e Resistência ao rasgamento de cada material antes e após exposição UV e a respectiva análise estatística estão apresentados na tabela 7, de forma compilada.

Tabela 7 – Valores das propriedades de cada material antes e após exposição UV (dados compilados)

Propriedades	VST-50HD			Dragon Skin-10			A-2186			p*
	Controle	Expostos a luz UV	Diferença (IC 95%)	Controle	Expostos a luz UV	Diferença (IC 95%)	Controle	Expostos a luz UV	Diferença (IC 95%)	
	Média ± DP	Média ± DP		Média ± DP	Média ± DP		Média ± DP	Média ± DP		
Dureza	37,5 ± 0,52	39,2 ± 2,19	1,68 (-0,89 a 4,26)	11,7 ± 0,44	12,3 ± 0,84	0,64 (-0,63 a 1,91)	33,4 ± 0,80	35,5 ± 1,27	2,08 (-0,16 a 4,32)	0,200
R Tração N/mm ²	4,74 ± 0,71	4,13 ± 0,79	-0,61 ^b (-1,97 a 0,75)	2,96 ± 0,55	2,68 ± 0,31	-0,28 ^b (-0,93 a 0,36)	4,37 ± 0,54	2,58 ± 0,68	-1,79 ^a (-2,21 a -1,36)**	<0,001
Alongation (%)	702,5±68,1	593,5±78,8	-108,9 ^b (-241,1 a 23,4)	1410±182	951,9±110,2	-458,3 ^a (-676,8 a -239,8)	447,1±46,2	400,1±87,9	-47,0 ^b (-149,8 a 55,8)	<0,001
R Rasgamento KN/m	8,73±2,19	7,06±1,54	-1,68 ^b (-4,07 a 0,72)	8,58±0,73	6,65±0,64	-1,94 ^b (-2,89 a -0,98)**	7,84±1,94	3,89±0,57	-3,94 ^a (-5,99 a -1,89)**	0,026

* comparação entre as diferenças dos três grupos (valor p do teste de interação entre grupo e tempo); ** comparação intragrupo (p<0,001); ^{a,b} Letras iguais não diferem pelo teste de Bonferroni a 5% de significância (comparação entre os grupos)

Os parâmetros da propriedade física de cor de cada material antes e após exposição UV estão apresentados na tabela 8. As variáveis foram descritas por média e desvio padrão.

Tabela 8. Comparação dos valores de ΔE^* e dos parâmetros da cor de cada material antes e após exposição à luz UV

Cor	VST-50HD			Dragon Skin-10			A-2186			p*
	Controle	Expostos a luz UV	Diferença (IC 95%)	Controle	Expostos a luz UV	Diferença (IC 95%)	Controle	Expostos a luz UV	Diferença (IC 95%)	
	Média \pm DP	Média \pm DP		Média \pm DP	Média \pm DP		Média \pm DP	Média \pm DP		
L	39,3 \pm 0,86	38,4 \pm 1,24	-0,89 ^a (-2,21 a 0,41)	48,0 \pm 0,94	49,5 \pm 1,52	1,56 ^b (-0,71 a 3,82)	20,8 \pm 2,01	30,5 \pm 2,02	9,76 ^c (6,40 a 13,1)**	<0,001
a	-0,40 \pm 0,16	-0,43 \pm 0,15	-0,03 ^b (-0,26 a 0,19)	-2,10 \pm 0,13	-2,06 \pm 0,12	0,04 ^b (-0,17 a 0,25)	0,03 \pm 0,05	-0,23 \pm 0,09	-0,26 ^a (-0,36 a -0,15)**	<0,001
b	-17,7 \pm 0,30	-15,3 \pm 1,11	2,33 ^b (0,91 a 3,75)**	-11,9 \pm 0,32	-11,2 \pm 0,25	0,74 ^a (0,38 a 1,09)**	-8,84 \pm 0,69	-6,15 \pm 0,56	2,68 ^b (1,69 a 3,68)**	<0,001
ΔE	2,71 \pm 1,37 ^a		-	2,25 \pm 1,38 ^a		-	10,2 \pm 2,95 ^b		-	<0,001

* comparação entre as diferenças dos três grupos (valor p do teste de interação entre grupo e tempo); ** comparação intragrupo (p<0,001); ^{a,b} Letras iguais não diferem pelo teste de Bonferroni a 5% de significância (comparação entre os grupos)

A figura 13 ilustra sob a forma de gráfico de barras os valores (ΔE^*) descritos na tabela 8.

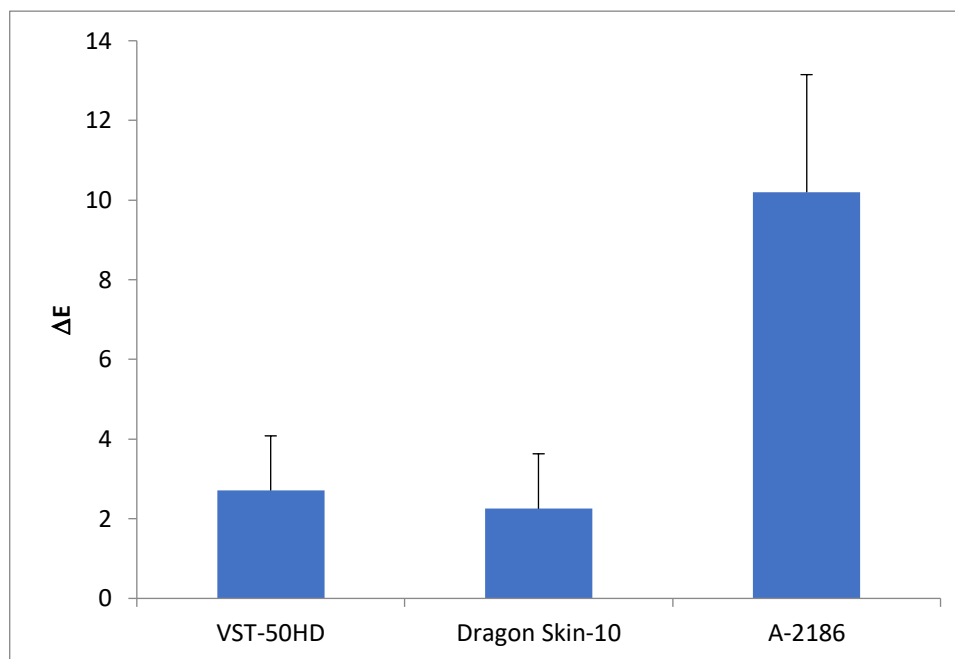


Figura 13 – Valor da alteração da cor (ΔE^*) dos materiais após a exposição à radiação UV

De acordo com as tabelas 1, 2 e 3 foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para o material Dragon Skin-10 que apresentou redução dos valores do percentual de alongamento e da resistência ao rasgamento, após a exposição à Luz UV. Da mesma forma o material A-2186 apresentou redução estatisticamente significativa dos valores de resistência à tração e da resistência ao rasgamento, após a exposição à Luz UV. Já o material VST-50HD não apresentou diferença estatisticamente significativa entre as propriedades avaliadas antes e após a exposição à luz UV.

A caracterização inicial dos materiais, apresentada na tabela 4, mostra diferenças estatisticamente significativas entre os materiais, sendo que a menor dureza ($11,7 \pm 0,44^a$) e a maior porcentagem de alongamento (1410 ± 182^c) foram apresentadas pelo Dragon Skin-10. Já os materiais VST-50HD e A-2186 apresentaram os maiores valores de Resistência à tração ($4,74 \pm 0,71^b$ e $4,37 \pm 0,54^b$, respectivamente) sem diferença significativa entre eles. Quanto à resistência ao rasgamento não houve diferença estatística entre os materiais.

A caracterização dos materiais após a exposição à luz UV, apresentada na tabela 5, mostra diferenças estatisticamente significativas entre todos os materiais, sendo que a menor dureza ($12,3 \pm 0,84^a$) e a maior porcentagem de alongamento ($951,9 \pm 110,2^c$) foram

apresentadas pelo Dragon Skin-10. Já o material VST-50HD apresentou o maior valor de Resistência à tração ($4,13 \pm 0,79^b$). Os materiais VST-50HD e Dragon Skin-10 apresentaram os maiores valores de Resistência ao rasgamento ($7,06 \pm 1,54^b$ e $6,65 \pm 0,64^b$ respectivamente) sem diferença significativa entre eles.

Para avaliação do efeito do envelhecimento artificial em cada material foi realizada a análise estatística comparando as diferenças entre os valores obtidos antes e após a exposição à luz UV, referente às propriedades de Dureza, Resistência à tração, Porcentagem de alongamento e Resistência ao rasgamento dos materiais. Conforme a tabela 6 não houve diferença estaticamente significativa entre as alterações provocadas pela exposição à luz UV, na dureza, dos três materiais. Os materiais VST-50HD e Dragon Skin-10 mostraram a menor alteração de Resistência à tração e ao rasgamento, sem diferença significativa entre eles. Os materiais VST-50HD e A-2186 mostraram a menor alteração na porcentagem de alongamento, sem diferença significativa entre eles.

Quanto ao efeito do envelhecimento artificial em cada material sobre as diferenças entre os valores dos parâmetros da cor (L^* , a^* e b^*) de cada material, obtidos antes e após a exposição à luz UV, a tabela 8 mostra diferenças estatisticamente significativas entre os materiais, sendo que o material VST-50HD apresentou a menor alteração no parâmetro L^* . Os materiais VST-50HD e Dragon Skin-10 mostraram a menor alteração no parâmetro a^* , sem diferença significativa entre eles. O material Dragon Skin-10 mostrou a menor alteração no parâmetro b^* .

O material A-2186 apresentou diferenças estatisticamente significativas em todos os parâmetros componentes da cor, enquanto que os materiais VST-50HD e Dragon Skin-10, mostraram apenas diferença estatisticamente significativa no componente b^* , após exposição à luz UV.

Quanto ao valor da alteração da cor (ΔE^*) dos materiais após a exposição à radiação UV, a menor alteração foi apresentada pelos materiais VST-50HD e Dragon Skin-10, ($2,71 \pm 1,37^a$ e $2,25 \pm 1,38^a$, respectivamente) sem diferença estatisticamente significativa entre eles. Já o material A-2186 apresentou o maior ΔE^* ($10,2 \pm 2,95^b$) mostrando alteração de cor estatisticamente superior aos demais materiais.

5. DISCUSSÃO

O silicone tem sido atualmente o material de escolha para simular a pele em casos de necessidade de reabilitação com próteses faciais. Há uma grande variedade de materiais disponíveis comercialmente para este uso profissional. Na revisão da literatura sobre dois desses materiais percebe-se uma carência de estudos científicos de qualidade sobre suas propriedades mecânicas, bem como a influência de fatores externos sobre as mesmas. Nesse trabalho foram investigadas marcas comerciais de silicone, dentre elas o silicone A-2186, que foi o primeiro silicone catalisado com sais de platina disponível comercialmente⁹, investigado e consagrado desde a década de 90. O silicone A-2186 foi escolhido por possuir diversos estudos a respeito de suas propriedades^{2,10,11,12,15,27} e os materiais VST-50HD e Dragon Skin 10 Fast, por serem mais acessíveis economicamente para utilização em serviços sociais de prótese facial, mas carecem de informações além daquelas fornecidas pelos fabricantes.

Mesmo não sendo possível afirmar uma exata correlação entre a simulação do efeito da exposição à luz solar e aquela produzida por uma máquina de intemperismo, a aproximação desses parâmetros pode ser feita seguindo as padronizações internacionais existentes. Em um estudo de Hatamleh *et al.*⁴, os autores testaram sete formas diferentes de fatores de envelhecimento agindo sobre as propriedades mecânicas das amostras de silicone, comparando os valores das propriedades quando expostas externamente à ação direta da luz solar em relação aos valores obtidos dentro de uma máquina de intemperismo e os resultados encontrados não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre elas.

Entre as décadas de 70 e 80, foram definidos valores ideais de cada propriedade que os materiais de próteses faciais deveriam ter para oferecer bons resultados³⁶. Desde então não existiu nenhum estudo, que se tenha conhecimento, que indicasse novos valores recomendados para as propriedades mecânicas, mesmo com o surgimento de diversos silicones, novas técnicas e novas tecnologias atualmente utilizados na área da prótese facial.

Os resultados deste trabalho mostraram diferenças estatisticamente significativas para o material Dragon Skin-10 que apresentou redução dos valores do percentual de alongamento e da resistência ao rasgamento, após a exposição à Luz UV. Da mesma forma o material A-2186 apresentou redução estatisticamente significativa dos valores de resistência à tração e da resistência ao rasgamento, após a exposição à Luz UV.

A diminuição da resistência à tração, da resistência ao rasgamento e do percentual de alongamento encontrada nos materiais após a exposição à Luz UV se deve provavelmente ao fato de que a elasticidade e a resistência são altamente dependentes do peso molecular e do grau de ligações cruzadas de um polímero¹⁹. A ação da luz ultravioleta, aumenta as reações químicas e físicas, ocasionando a formação de radicais livres que reagem com o oxigênio, formando radicais oxi e peróxi, causando a diminuição de peso do polímero^{19,27}.

As principais mudanças na estrutura de polímeros irradiados, como já citado, são relacionadas com o seu peso molecular pela cisão das cadeias e aumento de ligações cruzadas, formações de produtos e recombinações para formar cadeias irregulares nas amostras¹⁹. Em um estudo de 2007, Eleni *et al.*¹⁸, pesquisaram os prejuízos estruturais de polímeros sob envelhecimento solar durante 8 diferentes períodos de tempo, que variaram entre 8 até 168 horas de exposição (radiação UVA e UVB) simulando a ação solar. Os resultados concordam com os achados desse estudo e mostram diferenças significativas no comportamento mecânico e térmico entre as amostras de teste controle e as envelhecidas. Os autores concluíram que as principais modificações estruturais ocorreram pelas degradações causadas pela radiação ultravioleta.

Após o tempo de exposição ao intemperismo, no que diz respeito às propriedades mecânicas, o silicone A-2186 apresentou diferenças estatisticamente significativas nas propriedades de resistência ao rasgamento e resistência à tração, concordando com os achados de Lai *et al.*¹¹. Os autores escolheram o silicone A-2186 como controle pelo fato de ser um dos materiais mais estudados e com propriedades físicas bastante investigadas. O silicone A-2186 foi comparado com um novo material elastomérico que demonstrou valores similares em dureza Shore A ao A-2186, porém nas propriedades de resistência à tração, resistência ao rasgamento e percentual de alongamento, o novo material obteve valores superiores.

O valor encontrado no presente estudo para a resistência à tração do A-2186 no grupo controle (4,37N/mm²), é aproximado ao valor da mesma propriedade encontrado por Aziz *et al.*¹² (4,23N/mm²), e é superior ao encontrado por Zayed *et al.*¹⁰ por Lai *et al.*¹¹ e Willet e Beatty².

Segundo Lewis e Castleberry³⁶ a escala de dureza Shore A considerada desejável para esses materiais está entre os valores de 25 e 35. Apenas o material A-2186 se enquadra nesta faixa de dureza e mesmo assim, somente antes da exposição à radiação UV. A dureza do silicone deve ser semelhante à pele. Um material muito duro é incapaz de acompanhar a mímica facial¹². A dureza do material é uma propriedade que também

depende da espessura da peça, tal escolha tem relação com o tipo de órgão a ser substituído, a característica étnica e a idade do paciente⁷.

A propriedade de resistência ao rasgamento, é considerada a mais importante clinicamente para os silicones faciais^{6,12,15}. Uma prótese bem elaborada, possui margens finas para mimetizar a região ao redor do defeito. Essas mesmas margens muitas vezes são coladas na face do paciente quando a prótese é removida diariamente para limpezas. As bordas ficam suscetíveis ao rasgamento no processo de remoção do contato com a pele, o que pode ocasionar danos de forma permanente na prótese e necessidade de substituição, quando essa propriedade declina. Um valor elevado de resistência ao rasgamento, indica maior integridade desses contornos mais delicados e maior durabilidade do trabalho. No que diz respeito à propriedade de resistência ao rasgamento antes e após a exposição à radiação UV os materiais VST-50HD (8,73 kN/m e 7,06 kN/m, respectivamente) e Dragon Skin 10 (8,58 kN/m e 6,65 kN/m, respectivamente) se mantiveram dentro dos valores estipulados por Lewis e Castleberry³⁶ (entre 5,25 a 17,51 kN/m). Já o material A-2186, após o envelhecimento, apresentou valor inferior ao desejado (3,89kN/m).

As propriedades mecânicas do A-2186 já foram exaustivamente estudadas, mas os trabalhos variam muito quanto às normas e metodologias utilizadas, mostrando a necessidade do estabelecimento de normativas internacionais, com o mesmo padrão, para facilitar a comparação dos estudos⁸. Dessa forma haverá maior embasamento científico e maior conhecimento sobre as propriedades dos materiais, bem como de seu comportamento quando expostos a circunstâncias externas, facilitando a eleição do melhor silicone para restaurar proteticamente os pacientes.

Considerando os valores ideais para as propriedades dos silicones disponíveis na literatura, há algumas décadas e dentro das limitações deste estudo, é possível observar que nenhum dos materiais avaliados neste trabalho, preenche perfeitamente todos os requisitos preconizados, porém os materiais VST-50HD e o DragonSkin10 apresentaram muitas propriedades que se enquadram dentro de uma faixa de valores desejáveis, permitindo colocá-los como potenciais materiais de eleição para próteses faciais em substituição ao material A-2186.

A insatisfação com a mudança de cor da prótese com a passagem do tempo é um dos principais indícios de falha do trabalho. Em um estudo piloto retrospectivo por um período de 11 anos, Brandão *et al.*²⁰, analisaram as variáveis que indicam a necessidade de troca de uma prótese de face e concluíram que a alteração de cor é a principal razão

para substituição da mesma. Segundo Hatamleh e Watts³², em 2010, a percepção de alteração de cor de um material medido pela CIE L*a*b* para amostras de silicone para próteses faciais é de $\Delta E^*=1,1$, e o valor máximo de aceitabilidade é de $\Delta E^*= 3$, de forma que valores inferiores a 3 são considerados visíveis, porém clinicamente aceitáveis. O valor de ΔE^* encontrado para o material A-2186, ($10,2 \pm 2,95^b$) após a irradiação, extrapola de forma significativa (mais de três vezes) o que é clinicamente aceitável, enquanto que os materiais VST-50HD e Dragon Skin 10 Fast permaneceram na faixa do clinicamente aceitável. A radiação solar pode causar a polimerização contínua do material e a foto oxidação, que pode alterar as propriedades de reflexão, causando a perda ou alteração de cor do mesmo^{19,31,32}. A perda da estabilidade de cor do silicone sem nenhum aditivo é um sinal importante, pois indica a instabilidade inerente ao próprio material e que o silicone pode interferir na perda ou alteração de cor do trabalho como um todo. Ao escolher um silicone para um trabalho estético seria importante conhecer o quanto o material vai sofrer degradação de cor.

6. CONCLUSÃO

Com base nos resultados apresentados pelos silicones estudados neste trabalho, é possível concluir que:

O envelhecimento artificial por raios ultravioleta é capaz de interferir nas propriedades de resistência ao rasgamento, resistência à tração, percentual de alongamento, dureza Shore A e estabilidade de cor dos silicones avaliados.

Com exceção do valor de dureza Shore A, o material A-2186 apresentou os piores valores em todas as propriedades, pós envelhecimento.

O material A-2186 apresentou a alteração da cor mais de três vezes acima do clinicamente aceitável enquanto o VST-50HD e o Dragon Skin 10 apresentaram maior estabilidade da cor com resultados clinicamente aceitáveis após a exposição à radiação UV.

Comparando as diferenças entre os valores obtidos antes e após a exposição à luz UV, o material que apresentou maior estabilidade na maioria das propriedades foi o VST-50HD seguido pelo Dragon Skin-10 e por último o material A-2186 que se mostrou mais vulnerável ao envelhecimento.

REFERÊNCIAS

1. Nobrega AS, Andreotti AM, Moreno A, Sinhoreti MAC, dos Santos DM, Goiato MC. Influence of adding nanoparticles on the hardness, tear strength, and permanent deformation of facial silicone subjected to accelerated aging. *J Prosthet Dent.* 2016 Oct; 116(4):623-629.e1.
<http://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.03.004>.
2. Willett ES, Beatty MW. Outdoor weathering of facial prosthetic elastomers differing in Durometer hardness. *J Prosthet Dent.* 2015 Mar;113(3):228–35.
<http://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.09.009>.
3. 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 Jun;109(6):402–10.
[http://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60328-5](http://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60328-5).
4. Hatamleh MM, Polyzois GL, Silikas N, Watts DC. Effect of extraoral aging conditions on mechanical properties of maxillofacial silicone elastomer. *J Prosthodont.* 2011 Aug;20(6):439–46.
<http://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00736.x>.
5. Shihab NM, Abdul-Ameer FM. Studying some mechanical properties of maxillofacial silicone elastomer before and after incorporation of intrinsic pigments and artificial aging. *Future Dental Journal.* 2018;4(2):244–52.
<http://doi.org/10.1016/j.fdj.2018.06.002>.
6. 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 Jun;13(3):281–290.
<http://doi.org/10.1016/j.jtumed.2018.02.007>.
7. Liravi F, Toyserkani E. Additive manufacturing of silicone structures: A review and prospective. *Additive Manufacturing.* 2018 Jan;24:232–42.
<https://doi.org/10.1016/j.addma.2018.10.002>
8. 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 Jul;25(5):418–26.
<http://doi.org/10.1111/jopr.12409>.
9. Deepthi VS. Maxillofacial Prosthetic Materials – An Update. *Journal of International Medicine and Dentistry.* 2016;3(1):2–11.
<http://doi.org/10.18320/JIMD/201603.0102>.
10. Zayed SM, Alshimy AM, Fahmy AE. Effect of surface treated silicon dioxide nanoparticles on some mechanical properties of maxillofacial silicone elastomer. *Int J Biomater.* 2014 Dec;2014(750398):1–7.
<http://doi.org/10.1155/2014/750398>.

11. Lai JH, Wang LL, Ko CC, DeLong RL, Hodges JS. New organosilicon maxillofacial prosthetic materials. *Dent Mater.* 2002 May;18(3):281–6.
[http://doi.org/10.1016/s0109-5641\(01\)00050-1](http://doi.org/10.1016/s0109-5641(01)00050-1).
12. Aziz T, Waters M, Jagger R. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *J Dent.* 2003 Jan;31(1):67–74.
[http://doi.org/10.1016/s0300-5712\(02\)00084-2](http://doi.org/10.1016/s0300-5712(02)00084-2).
13. Hatamleh, MM, Watts DC. Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers. *Dent Mater.* 2010 Feb;26(2):185–91.
<http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.10.001>.
14. Polyzois GL, Pettersen AH. Physicomechanical and cytotoxic properties of room temperature vulcanizing silicone prosthetic elastomers. *Acta Odontol Scand.* 1998 Aug;56(4):245–8.
<http://doi.org/10.1080/00016359850142871>.
15. Garry JJ, Huget EF, Powell LD. Accelerated color change in a maxillofacial elastomer with and without pigmentation. *J Prosthet Dent.* 2001 Jun;85(6):614–20.
<http://doi.org/10.1067/mpr.2001.114683>.
16. 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 Mar;21(2):323–7.
<http://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181cf5fa4>.
17. Yu R, Koran A, Craig RG. Physical properties of maxillofacial elastomers under conditions of accelerated aging. *J Dent Res.* 1980 Jun;59(6):1041–7.
<http://doi.org/10.1177/00220345800590060601>.
18. 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 Sep;18(9):1675–81.
<http://doi.org/10.1007/s10856-007-3027-4>.
19. Eleni PN, Krokida MK, Polyzois GL. The effect of artificial accelerated weathering on the mechanical properties of maxillofacial polymers PDMS and CPE. *Biomed Mater.* 2009 Jun;4(3):035001.
<http://doi.org/10.1088/1748-6041/4/3/035001>.
20. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2017 Aug;118(2):235–41.
<http://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.10.014>
21. 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 Dec;39(12):1186–92.
<http://doi.org/10.1016/j.ijom.2010.08.002>.

22. Vosselman N, Alberga J, Witjes MHJ, Raghoobar GM, Reintsema H, Vissink A, Korfage A. Prosthodontic rehabilitation of head and neck cancer patients - Challenges and new developments. *Oral Dis*. 2021 Jan; 27(1):64–72.
<http://doi.org/10.1111/odi.13374>.
23. Padmaja S. An insight into the future beckons of maxillofacial prosthodontics: Anaplastology. *J Dent Res Rev*. 2015 Jul;2(2):91-6.
<http://doi.org/10.4103/2348-2915.161213>.
24. Artopoulou II, Chambers MS, Eliades G. Porosity of maxillofacial silicone elastomers and microleakage pattern of the commercially pure Ti-silicone elastomer interface after hydrothermal cycling. *J Prosthet Dent*. 2016 Dec;116(6):937–42.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.05.008>.
25. Hooper SM, Westcott T, Evans PLL, Bocca AP, Jagger DC. Implant-supported facial prostheses provided by a maxillofacial unit in a U.K. regional hospital: longevity and patient opinions. *J Prosthodont*. 2005 Mar;14(1):32–8.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2005.00004.x>.
26. Polyzois GL, Eleni PN, Krokida MK. Effect of time passage on some physical properties of silicone maxillofacial elastomers. *J Craniofac Surg*. 2011 Sep;22(5):1617–21.
<https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e31822e5e62>.
27. 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 Feb;113(2):146–51.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.09.008>.
28. ISO 34 - 1. Rubber, vulcanized or thermoplastic — Determination of tear strength — Part 1: Trouser, angle and crescent test pieces [Internet]. 2015. Available from: <https://www.iso.org/standard/65926.html>
29. ISO 6133. Rubber and plastics — Analysis of multi-peak traces obtained in determinations of tear strength and adhesion strength [Internet]. 2015. Available from: <https://www.iso.org/standard/65921.html>
30. ISO 37. Rubber, vulcanized or thermoplastic — Determination of tensile stress-strain properties [Internet]. 2017. Available from: <https://www.iso.org/standard/68116.html>
31. Metha S, Nandeeshwar DB. A Spectrophotometric analysis of extraoral aging conditions on the color stability of maxillofacial silicone. *J Indian Prosthodont Soc*. 2018 Jan;17(4):355–60.
https://doi.org/10.4103/jips.jips_87_17.
32. Hatamleh MM, Watts DC. Effect of extraoral aging conditions on color stability of maxillofacial silicone elastomer. *J Prosthodont*. 2010 Oct;19(7):536–43.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2010.00627.x>.

33. ASTM G154. Standard Practice for Operating Fluorescent Ultraviolet (UV) Lamp Apparatus for Exposure of Nonmetallic Materials [Internet]. 2016. Available from: <https://www.astm.org/Standards/G154>
34. Escobedo JF, Rodrigues D, Oliveira AP, Soares J. Annual and monthly mean global, direct and diffuse solar radiation in Botucatu/SP/Brazil. 30th ISES Biennial Solar World Congress. 2011;5: 3527-3538.
<http://hdl.handle.net/11449/73034>.
35. Mission TA. What is the Network of Weathering. 2001:1–108.
36. Lewis DH, Castleberry DJ. An assessment of recent advances in external maxillofacial materials. *J Prosthet Dent*. 1980 Apr;43(4):426–32.
[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(80\)90215-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(80)90215-2).