DENISE MORAL NAKAMURA

**Formulação de cores em silicone a partir de imagens não calibradas: uma
abordagem voltada para a prótese facial**

São Paulo

2021

DENISE MORAL NAKAMURA

Formulação de cores em silicone a partir de imagens não calibradas: uma abordagem voltada para a prótese facial

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas para obter o título de Doutora em Ciências Odontológicas.

Área de concentração: Reabilitação em Odontologia

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Neide Pena Coto

São Paulo

2021

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

Nakamura, Denise Moral.

Formulação de cores em silicone a partir de imagens não calibradas: uma abordagem voltada para a prótese facial / Denise Moral Nakamura; orientadora Neide Pena Coto. -- São Paulo, 2021.

145 p. : fig., tab., graf. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de concentração: Reabilitação em Odontologia. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Prótese bucomaxilofacial. 2. Elastômeros de silicone. 3. Formulação de corantes. 4. Tecnologia de baixo custo. 5. Algoritmos genéticos. I. Coto, Neide Pena. II. Título.

Nakamura DM. Formulação de cores em silicone a partir de imagens não calibradas: uma abordagem voltada para a prótese facial. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutora em Ciências Odontológicas.

Aprovada em: 09/04/2021

Banca Examinadora

Prof. Dr. Sérgio Shiguemi Furuie

Instituição: Escola Politécnica da Universidade de São Paulo

Julgamento: Aprovada

Prof. Dr. Igor Studart Medeiros

Instituição: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Julgamento: Aprovada

Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias

Instituição: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Julgamento: Aprovada

Aos pacientes da prótese bucomaxilofacial que
motivaram a realização deste trabalho

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela oportunidade de realização do curso de doutorado.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Demanda Social.

À Prof.^a Dr.^a Neide Pena Coto, pela orientação e apoio durante o desenvolvimento do trabalho. Especialmente pela confiança depositada em mim desde o início e disponibilidade em buscar os recursos necessários para a realização da tese.

Ao Prof. Dr. Sergio Shiguemi Furuie, Veronica Meyer Gaiarsa e Yargo Vó Tessaro, do Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade de São Paulo (LEB-USP), pela parceria crucial na execução deste trabalho.

Ao Departamento de Biomateriais e Biologia Oral, por colocar à disposição o laboratório para preparo e aferição das amostras, além do auxílio para operar os equipamentos. Em especial aos alunos de graduação e pós-graduação Handially Vilela Pedro, Luisa Brasil, Pedro Paulo Albuquerque; ao Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar e Prof. Dr. Roberto Ruggiero Braga; aos técnicos Antônio Carlos Lascala e Douglas Nesadal de Souza e; às secretárias Elidamar Bastos Clemente Guimarães e Rosa Cristina Nogueira.

Ao Prof. Dr. William Michael Johnston, professor emérito da Universidade de Ohio, pela cordialidade e disponibilidade em esclarecer alguns pontos sobre a aplicação do modelo de Kubelka-Munk e suas adaptações para elastômeros.

À minha amiga estatística Luciana Morita Ishihara pela análise estatística e por elucidar minhas dúvidas.

À Fundação Oncocentro de São Paulo pela oportunidade de realizar o trabalho voluntário no Serviço de Reabilitação e aos seus funcionários pelo suporte, fundamental na minha formação e inspiração para este trabalho.

Aos colegas Crystianne Pacheco Seignemartin, Paulo César Carvalho e Simone Cristina Kawabata, que muito me ensinaram sobre a reabilitação protética facial, tanto em seu aspecto técnico-científico, como no seu atendimento humanizado.

Ao Departamento de cirurgia, prótese e traumatologia maxilofaciais pelo apoio acadêmico, em especial ao secretário de departamento Edison Henrique Vicente pela presteza.

Aos meus colegas de pós-graduação pelo companheirismo.

Aos professores da disciplina de prótese bucomaxilofacial, Prof. Dr. Antonio Carlos Lorenz Saboya, Profa. Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos, Profa. Dra. Cleusa Aparecida Campanini Geraldini, Prof. Dr. Dorival Pedroso da Silva e Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias, pelos ensinamentos.

À bibliotecária Glauci Elaine Damasio Fidélis pelas suas correções na formatação desta tese.

Aos meus familiares e meus amigos, pelos momentos proporcionados durante a realização deste trabalho.

Aos meus “velhos e teimosos” pais que são meus maiores exemplos de esforço e bondade.

A todos aqueles que contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho, mesmo aqui não citados, meus sinceros agradecimentos.

“A Ciência é, portanto, uma perversão de si mesma, a menos que tenha como fim último, melhorar a Humanidade”.

Nikola Tesla

“A natureza, por uma necessidade absoluta e incontrolável determinou-nos para julgar, assim como para respirar e sentir.”

David Hume

RESUMO

Nakamura DM. Formulação de cores em silicone a partir de imagens não calibradas: uma abordagem voltada para a prótese facial [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2021. Versão Corrigida.

A Prótese facial busca restaurar a função, anatomia e estética das perdas e/ou malformações faciais. A reabilitação protética continua sendo um importante meio para reintegrar os indivíduos à sociedade melhorando sua qualidade de vida. O silicone de grau médico é o principal material de escolha para sua confecção. A reprodução de cores da pele humana tem historicamente desafiado o clínico, sendo fundamental para o sucesso do tratamento. O método subjetivo é frequentemente usado para estabelecer a cor intrínseca da prótese e depende da experiência e acuidade visual do operador, além disso, pode ser afetado pela iluminação ambiente. Apesar de existirem sistemas objetivos, estes possuem custo elevado e não possuem representantes comerciais no Brasil, que prejudicam seu acesso especialmente pelo setor público. Em parceria com o LEB-USP, este trabalho propôs desenvolver uma solução portátil, acessível e objetiva para a reprodução de cores em silicone por meio de algoritmos para smartphones. Esta tecnologia tem o potencial de reduzir o tempo ambulatorial, a necessidade de transporte do paciente e o desperdício de materiais reduzindo, desta forma, os gastos públicos e melhorando a qualidade de vida dos pacientes e de seus acompanhantes. Para a aferição da cor da pele foi desenvolvido pelo LEB-USP um sistema de calibração da imagem obtida com smartphones, onde um software se baseia em um dispositivo físico na imagem para a correção da perspectiva, melhoria de contorno e realiza correções lineares e não lineares das cores. O dispositivo físico foi obtido em impressoras comuns e foi avaliado quanto à sua reprodutibilidade e durabilidade neste estudo. A formulação de cores seguiu o modelo de duas constantes de Kubelka-Munk com as correções de reflexão interna e externa de Duntley, Saunderson e Richmond. O cálculo da composição da mistura de pigmentos e flocagens foi realizado utilizando o algoritmo genético. Em seguida, um aplicativo intuitivo foi desenvolvido para uso clínico. Entre as variáveis ajustáveis, além da inserção dos atributos da cor manualmente ou pela delimitação de uma região em

uma imagem calibrada, estão a espessura e peso da prótese; e quatro opções de fundo. Na tela de resultados são exibidas as cinco melhores formulações geradas pelo algoritmo genético e suas respectivas diferenças de cores (ΔE^*) estimadas. Para análise desta etapa, foram feitas simulações de formulação de cores e as médias de diferença de cores ($\Delta E^*=1,46\pm 1,39$) mostraram-se abaixo dos limiares aceitos clinicamente ($\Delta E^*\leq 3$), porém superiores ao limiar de percepção visual humana ($\Delta E^*\geq 1.1$). Ao final, a metodologia mostrou resultados animadores e aponta o potencial uso dos smartphones em auxiliar o clínico durante a formulação de cores.

Palavras-chave: Prótese bucomaxilofacial. Elastômeros de silicone. Formulação de corantes. Tecnologia de baixo custo. Algoritmo genético.

ABSTRACT

Nakamura DM. Color formulation in elastomer using non calibrated image: an approach focused on facial prosthesis [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2021. Versão corrigida.

The aim of the facial prostheses is to reestablish function and appearance of biologic structures defects. Rehabilitation through prosthetic restoration remains an important option for reinstating individuals into society and thereby enhancing their quality of life. Medical-grade silicone elastomer has become the material of choice for maxillofacial prosthesis. Color matching to human skin has historically challenged the clinician, yet such a match is highly important for the success of the treatment involving these prostheses. The trial-and-error method is often used for establishing the intrinsic color of prosthesis and relies on the operator's experience and visual ability; thus it can be affected by the illumination used for the shade matching. Although there are objective systems, they are costly and do not have sales representatives in Brazil, which hinders their access especially by the public sector. In partnership with LEB-USP, this work proposed to develop a portable, accessible and objective solution for the reproduction of colors in silicone by means of algorithms and smartphones. This technology has the potential to reduce outpatient time, the need for patient transport and the waste of materials, thus reducing public spending and improving the quality of life of patients and their companions. A system for calibrating the image obtained with smartphones was developed by LEB-USP to measure skin color. The software uses a physical device in the image for perspective correction, contour improvement and non-linear and linear color correction. In this study, the physical device was obtained from common printers' brands and was evaluated for its reproducibility and durability. The color recipe followed the two-constant Kubelka-Munk theory with corrections of internal and external reflection by Duntley, Saunderson and Richmond. The calculation of the composition of the mixture of pigments and flocking was performed by applying genetic algorithm. Then, an intuitive application was developed for clinical use. The target color' attributes can

be set manually or by choosing a region in the calibrated image. The user sets the thickness and weight of the prosthesis and chooses the background among four options available. The results screen shows the top five formulations generated by the genetic algorithm and their respective estimated color differences (ΔE^*). For the analysis of this stage, simulations of color formulation were carried out and the means of color difference ($\Delta E^* = 1.46 \pm 1.39$) were below the thresholds accepted clinically ($\Delta E^* \leq 3$), but above the threshold of human visual perception ($\Delta E^* \geq 1.1$). In the end, the methodology showed encouraging results and points out the potential use of smartphones to assist the clinician during the color formulation.

Keywords: Maxillofacial prostheses. Maxillofacial elastomer. Low-cost technology. Color recipe prediction. Genetic algorithm.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Prótese facial extensa em silicone.	31
Figura 2.1 - Faixas do espectro eletromagnético em nanômetros.....	35
Figura 2.2 - Espectros de luz emitidos por diferentes fontes de luz.	36
Figura 2.3 - Anatomia do olho humano.	39
Figura 2.4 - Espaço de cores CIELAB (esquerda) com as coordenadas C* (saturação) e h (tonalidade). Vista superior do espaço (direita) correlacionando os valores dos atributos à comunicação cotidiana..	45
Figura 2.5 - Interação da luz com objeto translúcido.....	48
Figura 2.6 - Efeitos da refletância nas interfaces da amostra (k_1 e k_2) em um fundo altamente refletivo.	50
Figura 2.7 - Algoritmo de correção linear de cores, com melhora de contorno e ajuste de perspectiva aplicado à imagem original à esquerda e o resultado à direita.	63
Figura 4.1 - Diagrama das etapas para aquisição da imagem calibrada proposta no estudo e distorções nos valores de RGB (etapas 2 e 4) obtidas durante a sua aquisição.....	68
Figura 4.2 - Dispositivo físico utilizado no estudo.....	68
Figura 4.3 - Identificação de cada segmento do dispositivo físico.....	69
Figura 4.4 - (a) Segmentos de um dispositivo físico e (b) identificação no verso.....	71
Figura 4.5 - Tabela de cores ColorChecker Classic.	73
Figura 4.6 - Amostras confeccionadas para o estudo	75

Figura 4.7 - Speedmixer (esquerda) e seus eixos de rotação durante a mistura (direita).	76
Figura 4.8 - À esquerda temos o suporte de amostras maiores. À direita estão os porta amostra menores com a imagem superior mostrando a acomodação da amostra preta.	76
Figura 5.1 - Interface do aplicativo de formulação de cores para Android (esquerda). Ao clicar na aba "Fundo", o usuário pode escolher entre as quatro opções disponíveis (direita).	124
Figura 5.2 - Seleção da imagem calibrada (esquerda) e região de interesse (direita).	124
Figura 5.3 – Preenchimento automático do Lab médio da regisselecionada (esquerda) e tela de resultados exibindo as formulações (direita).	125

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Elementos dos algoritmos genéticos e exemplos de uma aplicação para a formulação de cores.....	54
Tabela 2.2 - Estudos baseados na análise de cores de smartphones.....	56
Tabela 4.1 - Atributos de cor de cada segmento do dispositivo físico nas métricas sRGB, CMYK e Lab segundo o arquivo da imagem.	70
Tabela 5.1 - <i>Boxplot</i> do segmento A do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.	82
Tabela 5.2 - <i>Boxplot</i> do segmento B do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.....	83
Tabela 5.3 - <i>Boxplot</i> do segmento C do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.....	84
Tabela 5.4 - <i>Boxplot</i> do segmento E do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.....	85
Tabela 5.5 - <i>Boxplot</i> do segmento F do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.....	85
Tabela 5.6 - <i>Boxplot</i> do segmento G do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.	86
Tabela 5.7 - <i>Boxplot</i> do segmento H do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.	87
Tabela 5.8 - <i>Boxplot</i> do segmento I do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.....	89
Tabela 5.9 - <i>Boxplot</i> do segmento J do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.....	89

Tabela 5.10 - <i>Boxplot</i> do segmento K do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.	91
Tabela 5.11 - <i>Boxplot</i> do segmento L do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.	91
Tabela 5.12 - <i>Boxplot</i> do segmento M do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.	92
Tabela 5.13 - <i>Boxplot</i> do segmento N do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.	93
Tabela 5.14 - <i>Boxplot</i> do segmento O do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.	94
Tabela 5.15 - <i>Boxplot</i> do segmento P do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.	95
Tabela 5.16 - <i>Boxplot</i> do segmento Q do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo.	96
Tabela 5.17 - Resultado do modelo linear misto (efeitos fixos) ajustado para $\Delta E'$ da reprodutibilidade e intervalo de confiança de 95% para as médias estimadas.	98
Tabela 5.18 - Teste de diferença das médias de $\Delta E'$ entre as impressoras.	99
Tabela 5.19 - Teste das médias de $\Delta E'$ para as impressoras, se são significativamente menores ou iguais a 0.7.....	99
Tabela 5.20 - Resultado do modelo linear misto (efeitos fixos) ajustado para ΔE^* da reprodutibilidade e intervalo de confiança de 95% para as médias estimadas.....	99
Tabela 5.21 - Teste de diferença das médias de ΔE^* entre as impressoras.	99
Tabela 5.22 - Teste das médias de ΔE^* para a impressoras, se são significativamente menores ou iguais a 1.1.....	100

Tabela 5.23 - Resultado do modelo linear misto (efeitos fixos) ajustado para $\Delta E'$ e intervalo de confiança de 95% para as médias estimadas.	102
Tabela 5.24 - Teste de diferença das médias de $\Delta E'$ entre as impressoras.....	102
Tabela 5.25 - Teste das médias de $\Delta E'$ para as impressoras, se são significativamente menores ou iguais a 0.7.	103
Tabela 5.26 - Resultado do modelo linear misto (efeitos fixos) ajustado para ΔE^* e intervalo de confiança de 95% para as médias estimadas.	103
Tabela 5.27 - Teste de diferença das médias de ΔE^* entre as impressoras.....	103
Tabela 5.28 - Teste das médias de ΔE^* para a impressoras, se são significativamente menores ou iguais a 1.1.	104
Tabela 5.29 - Características das amostras opacas dos pigmentos e silicone na métrica Lab.	105
Tabela 5.30 - Características das amostras opacas das flocagens na métrica Lab.	105
Tabela 5.31 - Características das amostras com dois milímetros de espessura. dos pigmentos na métrica Lab.	108
Tabela 5.32 - Características das amostras com dois milímetros de espessura. das flocagens e silicone na métrica Lab.	108
Tabela 5.33 - Exemplos de diferenças de cores obtidas nas formulações de cores do algoritmo genético. Foram utilizadas três espessuras diferentes sobre um fundo preto ideal.	120
Tabela 5.34 - Exemplos de diferenças de cores obtidas nas formulações de cores do algoritmo genético. Foram utilizadas três espessuras diferentes sobre um fundo preto experimental.	121

Tabela 5.35 - Exemplos de diferenças de cores obtidas nas formulações de cores do algoritmo genético. Foram utilizadas três espessuras diferentes sobre um fundo branco experimental.	121
Tabela 5.36 - Exemplos de diferenças de cores obtidas nas formulações de cores do algoritmo genético. Foram utilizadas três espessuras diferentes sobre um fundo pele experimental.	122
Tabela 5.37 - Média de diferenças de cores pela métrica do CIELAB 1976 em relação aos tipos de fundos estudados.	123
Tabela 5.38 - Teste t da média de diferenças de cores pela métrica do CIELAB 1976 (ΔE^*) em relação ao limiar de percepção do olho humano ($\Delta E^* \leq 1,1$).	123

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 2.1 - Densidade (receptores por milímetro quadrado) de cones e bastonetes em função da localização na retina humana a partir da fóvea (0°). Note a ausência de células na região do ponto cego.....	40
Gráfico 2.2 - Funções de correspondência de cores (x, y, z) relacionadas às cores primárias (vermelho, verde e azul) de acordo com o observador padrão	41
Gráfico 2.3 - Comparação entre as elipses de MacAdam dos espaços de cores CIE 1931 (x,y) diagrama de cromaticidade(esquerda) e CIE 1976 (u',v') diagrama uniforme de cromaticidade(direita). Os eixos das esferas estão aumentados em dez vezes apenas para ilustrar melhor as distorções dos espaços	44
Gráfico 2.4 - Média das curvas espectrais de tons de pele proeminência zigomática em diferentes etnias	59
Gráfico 2.5 - Bandas de absorção da desoxihemoglobina, oxihemoglobina e melanina.....	59
Gráfico 5.1 – <i>Boxplots</i> tipo fenda (<i>notched</i>) das medidas $\Delta E'$ e ΔE^* de reprodutibilidade para as duas impressoras.....	98
Gráfico 5.2 - Estabilidade de cor após treze meses dos segmentos obtidos por duas impressoras, segundo o CIEDE2000	101
Gráfico 5.3 – <i>Boxplots</i> tipo fenda (<i>notched</i>) das medidas $\Delta E'$ e ΔE^* de durabilidade para as duas impressoras	102
Gráfico 5.4 - Dados espectrais das amostras opacas dos pigmento e silicone.....	106
Gráfico 5.5 - Dados espectrais das amostras das amostras opacas das flocação	107
Gráfico 5.6- Dados espectrais das amostras com 2 milímetros de espessura de pigmentos e silicone sobre fundo branco	109

Gráfico 5.7 - Dados espectrais das amostras opacas das flocagens sobre fundo branco.....	110
Gráfico 5.8 - Coeficientes de absorção dos pigmentos em cada comprimento de onda (Parte 1).....	112
Gráfico 5.9 - Coeficientes de absorção dos pigmentos em cada comprimento de onda (Parte 2).....	113
Gráfico 5.10 - Coeficientes de absorção das flocagens em cada comprimento de onda (Parte 1)	114
Gráfico 5.11- Coeficientes de absorção do silicone e flocagens (Parte 2).....	115
Gráfico 5.12- Coeficiente de espalhamento dos pigmentos.....	116
Gráfico 5.13- Coeficiente de espalhamento das amostras claras.....	117
Gráfico 5.14- Coeficiente de espalhamento do silicone e flocagens (Parte 1).....	118
Gráfico 5.15- Coeficiente de espalhamento das flocagens (Parte 2).....	119

LISTA DE SIGLAS

CIE	<i>Comission International de L'eclairage</i> (Comissão Internacional de Iluminantes)
CIELAB	Espaço de cores baseado nos valores colorimétricos Lab (luminosidade, verde/vermelho e azul/amarelo)
CIELCH	Espaço de cores baseado nos valores colorimétricos Lch (luminosidade, cromaticidade e matiz)
CMYK	Sistema de cor subtrativo baseado nas complementares básicas (ciano, magenta e amarelo) e preto.
ISO	<i>International Organization for Standardization</i> (Organização Internacional para Padronização)
LEB-USP	Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade de São Paulo
Ltda	Sociedade limitada
RGB	Espaço de cor baseado nas primárias aditivas (vermelho, verde e azul)
sRGB	Espaço de cor padronizado pela indústria baseado nas primárias aditivas
SSMI	<i>Structural similarity index</i>
XYZ	Espaço de cores baseado na percepção de cor humana
$\bar{x}, \bar{y}, \bar{z}$	Funções do observador padrão

LISTA DE SÍMBOLOS

n°	Número
nm	Nanômetros
®	Marca registrada
S	Cone sensível a comprimentos de ondas curtos (<i>small</i>)
M	Cone sensível a comprimentos de ondas médios (<i>medium</i>)
L	Cone sensível a comprimentos de ondas longos (<i>large</i>)
A	Luz incandescente
D65	Luz média natural do dia no norte e oeste europeu
u', v'	Coordenadas de cromaticidade
L	Luminosidade
h	Tonalidade
a	Eixo vermelho/verde
b	Eixo azul/amarelo
c	Cromaticidade ou saturação
ΔE^*	Fórmula de diferença de cores estabelecida em 1976 pela CIE
$\Delta E'$	Fórmula de diferença de cores estabelecida em 2001 pela CIE
ΔR	Diferença entre refletâncias
R_T	Função que considera a interação entre as diferenças entre saturação e tonalidade na região do azul
S_l, S_c, S_h	Funções de ponderação que ajustam a diferença de cores devido às variações nos locais de aferição das amostras
k_L, k_c, k_h	Fatores paramétricos dos atributos L, c e h.
R_{ref}	Refletância de referência
R_x	Refletância de comparação
S	Coeficiente de espalhamento
K	Coeficiente de absorção
X	Espessura da amostra em milímetros
R_g	Refletância de um determinado fundo experimental
ctgh	Função cotangente hiperbólica
R	Refletância

R'	Refletância do modelo de Kubelka-Munk com correções
k_1	Fração da luz especular refletida a partir do feixe incidente na superfície frontal da amostra segundo a lei de Fresnel
k_2	Fração da luz difusa interna refletida na superfície da amostra
k_w	Fator de reflexão externa de uma superfície polida
n	Índice de refração
R_{inf}	Refletância da amostra opaca ou espessura infinita
λ	Comprimento de onda
Arcotg	Função arco-cotangente ou cotangente inversa
K	Graus Kelvin
p	Valor-p que determina a significância estatística
d/8	Geometria de observação de 8° em relação à iluminação difusa perpendicular a amostra
m	Massa
g	Massa em gramas
C	Luz do sol com temperatura de cor 6774K
ε	Número que tende a zero
DP	Desvio padrão
IC	Intervalo de confiança

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	31
2	REVISÃO DE LITERATURA	33
2.1	A REABILITAÇÃO PROTÉTICA FACIAL NO BRASIL	33
2.2	PERCEPÇÃO DE CORES	34
2.3	FONTE DE LUZ	35
2.4	OLHO HUMANO	38
2.5	ESPECTROFOTOMETRIA	42
2.6	ESPAÇO DE COR	43
2.7	FORMULAÇÃO DE CORES	47
2.8	ALGORITMO GENÉTICO	53
2.9	ESTUDOS RELACIONADOS	55
3	PROPOSIÇÃO	65
4	MATERIAL E MÉTODOS	67
4.1	AQUISIÇÃO E CORREÇÃO DA IMAGEM NÃO CALIBRADA	67
4.1.1	Reprodutibilidade do dispositivo físico	68
4.1.2	Durabilidade do dispositivo físico	71
4.1.3	Correção de cores	72
4.1.4	Outras funcionalidades	73
4.2	FORMULAÇÃO DE CORES	74
4.2.1	Determinação dos coeficientes de absorção e espelhamento	74
4.2.2	Algoritmo genético	77
4.2.3	Aplicativo para Android	79
4.3	ANÁLISE DOS DADOS	79
5	RESULTADOS	81
5.1	REPRODUTIBILIDADE DO DISPOSITIVO FÍSICO	81
5.2	DURABILIDADE DO DISPOSITIVO FÍSICO	101
5.3	FORMULAÇÃO DE CORES	105
5.3.1	Determinação dos coeficientes de absorção e espelhamento	105
5.3.2	Algoritmo genético	120
5.3.3	Aplicativo para Android	123

6	DISCUSSÃO	126
6.1	CALIBRAÇÃO DE CORES	126
6.2	ANÁLISE DOS DADOS.....	127
6.3	REPRODUTIBILIDADE DO DISPOSITIVO FÍSICO.....	128
6.4	DURABILIDADE DO DISPOSITIVO FÍSICO.....	129
6.5	COEFICIENTES DE ESPALHAMENTO E ABSORÇÃO.....	130
6.6	ALGORITMO GENÉTICO E APLICATIVO PARA ANDROID	131
6.7	LIMITAÇÕES DO ESTUDO	132
7	CONCLUSÃO	134
	REFERÊNCIAS	135

1 INTRODUÇÃO

As perdas e malformações da face provocam alterações morfofuncionais e psicossociais, tais como: isolamento social, depressão, tristeza, vergonha, ansiedade, raiva, entre outros (1,2). Quando indicada, a reabilitação protética facial pode ser estabelecida.

As próteses faciais (Figura 1.1) buscam a reabilitação anatômica, funcional e estética das perdas e/ou malformações faciais (3) auxiliando na reintegração social do indivíduo e, por consequência, na melhora da sua qualidade de vida (1,2,4–6).

Figura 1.1 - Prótese facial extensa em silicone

Fonte: a autora.

Ainda hoje alguns fatores como a escassez de clínicas especializadas, a grande extensão do território nacional e o número de consultas necessárias dificultam o acesso de grande parte dos pacientes ao tratamento no Brasil.

Quanto à parte técnica, a reprodução de cores de forma subjetiva das cores em silicone está sujeita a diversos equívocos. Apesar de existirem sistemas que empregam métodos objetivos, a acessibilidade é limitada devido ao valor elevado e não possuírem representante de vendas no país.

Com o intuito de facilitar a confecção de próteses faciais, possibilitando a reabilitação satisfatória e em menor tempo, este trabalho pretende propor o uso de tecnologia de fácil utilização, para minimizar as dificuldades na coloração dessas próteses proporcionando maior dissimulação da perda facial estimulando, assim, seu uso e ingresso à vida social do paciente acometido, além de reduzir o desperdício de materiais.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Esta seção tem início com a apresentação do contexto da reabilitação protética da face ante o cenário brasileiro. A seguir, alguns tópicos elucidam os conceitos científicos necessários para a compreensão de estudos relacionados ao tema apresentados ao final deste capítulo e, por fim, embasar a metodologia adotada nesta tese.

2.1 A REABILITAÇÃO PROTÉTICA FACIAL NO BRASIL

Devido ao número escasso de clínicas especializadas em realizar esta reabilitação em um vasto território nacional, foram implementadas políticas públicas a fim de garantir o acesso à população.

No âmbito do Sistema Único de Saúde, foi instituído pelo Ministério da Saúde o programa Tratamento Fora de Domicílio (portaria nº55, de 24 de fevereiro de 1999) que garante o tratamento médico para pacientes portadores de doenças não tratáveis no município de residência e/ou que necessitem de assistência médico-hospitalar com procedimentos considerados de alta e média complexidade eletiva. Nessa conjuntura, compete ao programa oferecer: consulta, tratamento ambulatorial, hospitalar e/ou cirúrgico previamente agendados. passagens de ida e volta para que o paciente possa deslocar-se até o local onde será realizado o tratamento e retornar à sua cidade de origem e ajuda de custo para alimentação e hospedagem (7).

Todos esses custos são pagos pelos cofres públicos e por vezes há falha na oferta de algum item listado como, por exemplo, quando o paciente consegue o tratamento, possui as consultas agendadas e, sem aviso prévio, descobre que não há transporte disponível no dia do atendimento, prejudicando não apenas o paciente, mas toda a cadeia de atendimento acarretando, na maioria das vezes, em gastos desnecessários e atraso no atendimento.

No setor privado, o próprio paciente arca com todas as despesas, mesmo aqueles que possuem convênio médico. Segundo artigo 10, incisos II e VII da lei que regulamenta os planos de saúde (lei nº 9.656 de 3 de junho de 1998), não compete aos mesmos a cobertura de próteses que tenham finalidade estética e que não estão ligadas ao ato cirúrgico (8). Infelizmente, ainda hoje a prótese facial é entendida apenas como reparo estético pelos convênios médicos.

Por último, os pacientes e, em certos casos, seus acompanhantes poderiam usufruir do tempo dispensado durante esse processo para outros fins.

Diversos estudos utilizaram novas tecnologias em busca da diminuição do tempo de confecção das próteses faciais (9–16), porém o paciente ainda comparece ao consultório para a realização da anamnese, obtenção de modelo de trabalho, prova da escultura, confecção do material na cor correspondente e entrega.

Além disso, as próteses faciais em silicone têm tempo de vida útil relativamente curto, causada tanto pela descoloração intrínseca e extrínseca como pela desintegração. Esses aspectos resultam em frequentes indicações para retratamento em um período que varia de um a dois anos (17–19).

Contudo, a cor da pele do paciente pode ser aferida por equipamentos que, além de reduzirem o tempo clínico, estão menos sujeitos aos erros inerentes à análise subjetiva. Entretanto, antes de abordar este tópico é imprescindível o entendimento sobre a percepção das cores pelo olho humano.

2.2 PERCEPÇÃO DE CORES

A sensação de cor de um objeto depende de suas características físicas, da luz que o ilumina, do ambiente que o cerca e das características próprias do olho e do cérebro humano. A interação de todos esses componentes é complexa, sendo até mesmo ilusiva em algumas configurações, devido à forte influência do contexto que cerca o objeto na aparência da cor (20).

2.3 FONTE DE LUZ

A fonte luminosa emite ondas em frequências que podem ser absorvidas ou refletidas de forma seletiva pelo objeto. Abaixo estão alguns exemplos de espectros emitidos por diferentes fontes de luz na faixa visível ao olho humano (Figura 2.1 e 2.2), que está aproximadamente entre 380 e 780 nanômetros.

Figura 2.1 - Faixas do espectro eletromagnético em nanômetros

Fonte: Harris (21).

Figura 2.2 - Espectros de luz emitidos por diferentes fontes de luz

Fonte: Harris .

Podemos notar na imagem anterior as diferentes intensidades que cada fonte de luz emite em determinados comprimentos de onda, o que interfere na forma como enxergamos as cores e pode nos levar a concluir que objetos com curvas espectrais diferentes possuem a mesma cor. Para ilustrar esse fenômeno, as Figura 2.3 e 2.4 mostram como diferentes espectros emitidos pela fonte de luz interferem na luz refletida pelos objetos e, por consequência, na sua captação pelo olho humano, que será abordada mais adiante.

Figura 2.3 - Objetos com diferentes curvas espectrais sob uma fonte de luz que abrange todos comprimentos de onda do espectro visível

Fonte: Adaptado de Judd et al. (21).

Figura 2.4 - Objetos com diferentes curvas espectrais sob uma determinada fonte de luz que leva ao metamerismo

Fonte: Adaptado de Judd et al. (21).

O espectro resultante da interação do espectro de cores de uma fonte de luz e um objeto é denominado espectro de cor resultante (20).

Esta propriedade também pode ser constatada sob a mesma condição de luz, porém nessa situação se dá pela incapacidade do observador distinguir as diferenças espectrais dos objetos. Esse fenômeno é denominado metamerismo e ocorre quando há a mesma resposta tricomática ao olho humano a dois objetos com curvas espectrais distintas.

Portanto, diferentes fontes de luz possuem curvas espectrais distintas e interferem diretamente no espectro resultante de cores, por isso a sua especificação é essencial para que possa ser utilizada em estudos. A partir desta necessidade, a CIE (*Comission International de L'Eclairage* ou Comissão Internacional de Iluminantes) criou um conjunto fontes de luz padrão. Para o uso geral em colorimetria, a CIE recomenda os iluminantes “A” (luz incandescente) e D65 (luz média natural do dia no oeste e norte da Europa).

A série de iluminantes D foi criada por Judd, MacAdam e Wyszecki (22), e o nome D65 se dá pela temperatura de cor relacionada (cerca de 6500K) seguindo a Lei de Planck (23). Basicamente, todo corpo, que possui temperatura acima do zero absoluto, emite uma determinada intensidade de radiação, sendo que abaixo dos 600°C a maior parte dela situa-se no infravermelho. Planck foi capaz de estabelecer a correlação entre temperatura e densidade de energia espectral de um corpo negro ideal. Este é um objeto teórico capaz de absorver toda a radiação que incide sobre ele, de modo que o seu espectro de emissão seja proveniente unicamente de sua energia térmica interna (24).

2.4 OLHO HUMANO

A captação de imagens pelo olho humano inicia-se pela passagem da luz na sua porção anterior, atravessando a córnea, câmara anterior do olho, pupila, lente (antigamente denominada cristalino) e humor vítreo até atingir a retina (Figura 2.3). Em sua superfície existem milhões de fotorreceptores que são estimulados pela presença de luz e passam sinais elétricos para o nervo óptico enviar ao cérebro (24–26).

Figura 2.3 - Anatomia do olho humano (28).

Fonte: Bueno (25).

Há dois tipos de fotorreceptores: os cones e os bastonetes. Os cones são sensibilizados para cores e brilho e se concentram em torno da fóvea. Bastonetes se concentram mais distantes e são estimulados apenas para o brilho, com limiares de excitação inferiores aos cones. Por isso que, em níveis muito baixos de luz, humanos veem em preto e branco, além de possuir maior nitidez da visão periférica (25,26). O Gráfico 2.1 mostra a distribuição de cones e bastonetes ao longo da retina.

Gráfico 2.1 - Densidade (receptores por milímetro quadrado) de cones e bastonetes em função da localização na retina humana a partir da fóvea (0°). Note a ausência de células na região do ponto cego

Fonte: Adaptado de Fairchild (24).

Existem três tipos de cones humanos, que são denominados segundo o comprimento de onda que os estimulam, sendo S (*small*) para o azul, M (*medium*) para o verde e L (*large*) para o vermelho, descrevendo a sensibilidade espectral do olho. Portanto, a variação de comprimentos de onda da luz gera uma determinada resposta tricromática do olho humano que define as cores que enxergamos (24).

Devido à distribuição irregular de cones no olho, os valores triestimulares dependem do campo de visão do observador. Para eliminar essa variável, a CIE definiu uma função de mapeamento de cores chamada de observador padrão, para representar a resposta tricromática de um ser humano médio dentro de um arco de 2 ° dentro da fóvea. Este ângulo foi escolhido devido à crença de que os cones sensíveis à cor residiam dentro de um arco de 2 ° da fóvea.

Assim, a função do Observador Padrão CIE 1931 é também conhecida como o Observador Padrão 2° CIE 1931 (ISO 11664-1:2007(E)/CIE S 014-1/E:2006). Uma alternativa mais moderna é o CIE 1964 10° Observador Padrão (27,28). As funções

de correspondência de cores são exibidas no Gráfico 2.2. Onde cada função ($\bar{x}$, $\bar{y}$, $\bar{z}$) representa uma das cores primárias da luz (vermelho, verde e azul).

Gráfico 2.2 - Funções de correspondência de cores ($\bar{x}$, $\bar{y}$, $\bar{z}$) relacionadas às cores primárias (vermelho, verde e azul) de acordo com o observador padrão

Fonte: Adaptado de Judd (28).

Durante a pigmentação intrínseca do silicone, o método visual de seleção de cores é o mais utilizado, porém pode gerar resultados não confiáveis e inconsistentes (29,30). Além das diferenças entre fontes de luz, como já citadas, existem fatores fisiológicos que também interferem no processo.

A percepção visual envolve uma interação entre retina, núcleos talâmicos e várias áreas do córtex cerebral. Apesar do crescente número de estudos nas últimas décadas nesta área, a relação entre eles no processamento final da imagem ainda não foi totalmente esclarecida. Entre os principais fatores conhecidos que podem alterar nossa percepção de cores está a pós-imagem negativa (31). Ela ocorre de forma compensatória quando estamos expostos a uma mesma tonalidade por muito

tempo e, ao mudarmos nosso campo de visão, cria-se uma sombra de sua cor oposta. Por esse motivo, equipes cirúrgicas não utilizam mais aventais e campos estéreis brancos, mas o azul e o verde que geram cores opostas mais comuns no campo operatório (vermelho e amarelo) melhorando a acuidade visual durante o procedimento. Para a detecção de pequenas diferenças de cores é recomendável a utilização de uma tonalidade média de cinza de fundo (por exemplo, as paredes do consultório ou um campo que cubra a roupa do paciente), reduzindo a interferência desses contrastes (31).

Outro fenômeno importante relacionado ao olho humano é a diferença na dureza da lente (cristalino), pelo envelhecimento ou por uma variação individual, gerando uma dificuldade na passagem dos comprimentos de onda mais curtos para a fóvea (24), projetando uma imagem mais amarelada para esses indivíduos.

Para contornar os erros subjetivos inerentes da percepção visual e variações do ambiente, diversas empresas oferecem equipamentos para a análise de cores de forma objetiva.

2.5 ESPECTROFOTOMETRIA

Entre as soluções que podem ser empregadas na confecção das próteses faciais, encontramos o espectrofotômetro Eskin (Spectromatch® Ltda, Bath, Reino Unido) que em contato com a pele do paciente determina o peso de pigmentos da Factor II (FactorII® Incorporation, California, EUA), para obtenção da cor básica do paciente. Apesar da facilidade oferecida pelo sistema, o custo é relativamente alto (atualmente custa cerca de três mil dólares o equipamento acompanhado de um kit inicial de corantes), além de correr o risco de ficar na alfândega, por ser importado e não ter representante de vendas no Brasil no momento.

Por último, a aquisição de cores por contato pode sofrer desvios espectrais pela perda de luz pelas bordas (*edge loss*) e compressão de vasos sanguíneos (33,34). Por esse motivo, Hu et. al (35) recomendam equipamentos que não entram em contato com sua superfície.

O espectro de cor resultante obtido pode ser traduzido em um determinado valor em um espaço tridimensional da cor considerando a resposta tricromática e

percepção humana das cores. Dessa forma, a diferença de cores pode ser calculada com base na distância entre elas neste espaço.

2.6 ESPAÇO DE COR

Apesar de existirem diversos métodos para estabelecer um espaço de cor e realizar esse cálculo, todos eles apresentam falhas ao tentarem homogeneizar o espaço de cores para a percepção do olho humano, ou seja, a mesma distância entre duas cores em certos lugares do espaço não traduz, necessariamente, a mesma sensação de diferença entre cores em outros.

Uma forma de análise da isometria desses espaços pode ser obtida pelas elipses de MacAdam. Apesar do nome, nem sempre as elipses formadas seguem a sua definição segundo a geometria (20). Basicamente, em diferentes pontos do espaço de cores, cria-se em sua periferia um contorno determinando o local da alteração de cor perceptiva ao olho humano, considerando um observador médio. Dessa forma, quanto mais próximo de um círculo forem seus formatos e quanto mais semelhantes as áreas das elipses formadas, mais homogêneo é o espaço de cor. O Gráfico 2.3 mostra as elipses de MacAdam em diferentes espaços de cores. Os tamanhos foram ampliados em dez vezes para melhor visualização das diferenças.

Gráfico 2.3 - Comparação entre as elipses de MacAdam dos espaços de cores CIE 1931 (x,y) diagrama de cromaticidade(esquerda) e CIE 1976 (u' , v') diagrama uniforme de cromaticidade(direita). Os eixos das esferas estão aumentados em dez vezes apenas para ilustrar melhor as distorções dos espaços

Fonte: Baniya (36).

O sistema CIE é um método que define a sensação da cor baseado em três elementos: a luminosidade ou claridade, a tonalidade ou matiz e a saturação ou cromaticidade (Figura 2.4). A luminosidade ou claridade define a escala cinza entre o branco e o preto. Pode ser representada, graficamente, por uma reta perpendicular a um círculo, passando pelo seu centro. É expressa pela variável “L” e assume o valor 0 para o preto absoluto e 100 para o branco total. A tonalidade (h) é expressa pelas cores primárias organizadas em dois eixos, o que corresponde ao vermelho e verde, no eixo a^+ / a^- e amarelo e azul, no eixo b^+ / b^- .

Figura 2.4 - Espaço de cores CIELAB (esquerda) com as coordenadas C^* (saturação) e h (tonalidade). Vista superior do espaço (direita) correlacionando os valores dos atributos à comunicação cotidiana

ΔE^* - Diferença de cor dada pela distância entre os dois pontos no espaço de cores; L^* - luminosidade; a^* - eixo verde/vermelho; b^* - eixo azul/amarelo.

Fonte: Adaptado de Cakicier (105).

Embora o espaço CIELAB tenha sido construído com objetivo de apresentar distâncias euclidianas mais próximas à percepção de diferenças de cores pelo olho humano, os atributos mais tangíveis no uso das cores no dia-a-dia são melhor representados em coordenadas polares no plano ab (37). A variável C representa a cromaticidade (saturação) da cor. Devido a melhor representação dos atributos de cores pelas variáveis C e H , o CIE também padronizou o espaço CIELCH (Figura 2.4). Este espaço é formado por essas duas variáveis e também pela variável L presente no espaço CIELAB (38). Sendo:

$$C = \sqrt{a^2 + b^2} \quad (2-1)$$

$$H = \tan^{-1} \left(\frac{b}{a} \right) \quad (2-2)$$

Ainda hoje o espaço CIELAB é o espaço padrão utilizado em diversos estudos e na indústria. Esse sistema baseado na percepção visual possui sua própria fórmula de diferença entre cores (ΔE^* ou CIE76), porém a fórmula mais atual CIEDE2000 ($\Delta E'$ ou ΔE_{00}) apresenta melhores resultados e também é bem aceita no meio acadêmico e na indústria (38).

O ΔE^* é dado por:

$$\Delta E^* = \sqrt{(l_1 - l_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2} \quad (2-3)$$

A fórmula $\Delta E'$ é descrita matematicamente da seguinte forma:

$$\Delta E' = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_l S_l}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_c S_c}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_h S_h}\right)^2 + R_T \frac{\Delta C'}{k_c S_c} \frac{\Delta H'}{k_h S_h}} \quad (2-4)$$

Onde $\Delta L'$, $\Delta C'$ e $\Delta H'$ são as diferenças entre luminosidade, saturação e tonalidade entre amostras. R_T é a função que considera a interação entre as diferenças entre saturação e tonalidade na região do azul.

S_l , S_c e S_h são as funções de ponderação, que ajustam a diferença de cores devido às variações nos locais de aferição das amostras. Os fatores paramétricos, k_l , k_c e k_h são correções dos desvios das amostras em relação às condições experimentais. Caso não haja diferença entre os experimentos entre as amostras do estudo, as funções de ponderação são ajustadas para 1. Para ajustes dos fatores paramétricos, deve-se consultar o relatório técnico da CIE (39)

Atualmente, os limiares aceitos na reprodução de cores da pele humana são $\Delta E^* = 3,0$ ou $\Delta E' = 2,1$ para tons claros e $\Delta E^* = 4,4$ ou $\Delta E' = 3,1$ para tons escuros. Os limiares perceptíveis são de $\Delta E^* = 1,1$ ou $\Delta E' = 0,7$ e $\Delta E^* = 1,6$ ou $\Delta E' = 1,2$ respectivamente (40).

Existem teorias capazes de prever a refletância de uma determinada formulação de pigmentos, corantes e flocagens conhecidas. Entretanto, para converter dados espectrais para o espaço CIELAB e, assim utilizar as fórmulas de diferença de cores ΔE^* ou $\Delta E'$, que são baseadas na análise perceptual,

primeiramente, é necessário passar os dados para um espaço XYZ, que está relacionada com resposta tricomática do olho humano.

Entre monitores, impressoras e câmeras digitais, o padrão internacional atual é o sRGB. Sua conversão para Lab deve passar primeiro pela conversão para o espaço XYZ, que, possui por se basear em primárias que extrapolam os valores do observador padrão.

Apesar de menos comum, é possível avaliar a diferença entre curvas espectrais pela fórmula, dada por:

$$\Delta R = \sqrt{\sum_{i=x}^y (R_{ref}(\lambda_i) - R_x(\lambda_i))^2} \quad (2-5)$$

Sendo R_{ref} a refletância de referência, R_x a refletância comparada, λ comprimento de onda dentro i de um dado intervalo de x até y .

O sistema de cores mais comum entre impressoras é o CMYK. Ele utiliza as três cores complementares básicas: ciano (*cyan*), magenta (*magenta*) e amarelo (*yellow*). Quando estas três cores são combinadas em quantidades iguais o resultado é o preto, mas para deixar o sistema subtrativo mais eficiente e barato esta cor é adicionada à parte (o preto é abreviado como K, já que B é utilizado na cor primária *blue*) (25).

2.7 FORMULAÇÃO DE CORES

O modelo de Kubelka-Munk (41) é amplamente utilizado no meio acadêmico e industrial com o objetivo de calcular formulações de cores de forma eficiente. Apesar de possuir limitações na sua aplicação e trabalhar com aproximações (42), existem adaptações que superam alguns obstáculos práticos. Ele é fundamentado em um modelo de transferência de radiação baseado na aproximação de dois fluxos difusos (um na direção incidente e outro na direção oposta) de Schuster (43), além de descrever a refletância de um material de acordo com suas características de absorção e espalhamento. em espessuras variáveis sobre um fundo experimental.

Uma descrição mais detalhada do modelo que explica suas equações diferenciais pode ser consultada no trabalho de Kubelka (41,44).

Porém, entre as outras simplificações do modelo estão:

- ignora as variações geométricas da distribuição de luz através da camada colorida;
- assume que o meio é isotrópico (índice de refração é igual em todas as direções de propagação da luz) e homogêneo (apesar de conter uma camada infinitesimal com heterogeneidade óptica);
- desconsidera a reflexão especular. e assume que a superfícies que delimitam a camada colorida são paralelas, planas e infinitas (desconsiderando efeitos como a perda de energia por elas, devido ao escape de luz);
- consideram os coeficientes de absorção e espalhamento (abordados adiante) constantes independente da espessura;
- efeitos de polarização e emissão espontânea (fluorescência e fosforescência) são ignorados (45).

A Figura 2.5 ilustra os possíveis caminhos de um feixe de luz dentro de uma amostra translúcida, como é o caso do silicone utilizado em próteses faciais.

Figura 2.5 - Interação da luz com objeto translúcido

Fonte: Adaptado de Steagall (46).

O coeficiente de absorção determina a atenuação dos fluxos luminosos resultantes da absorção, enquanto o coeficiente de espalhamento descreve a rede de dispersão dos fluxos na direção da luz incidente e da luz refletida para cada comprimento de onda (47).

A superfície do material interfere principalmente em seu componente especular, portanto, ao realizar análises de silicones aplicados à prótese facial, é recomendável que sua textura mimetize a pele (48) simulando sua reflexão predominante de feixes difusos.

A refletância prevista pelo modelo de Kubelka-Munk é dada pela fórmula:

$$R = \frac{1 - R_g (a - b \operatorname{ctgh}[bSX])}{(a - R_g + b \operatorname{ctgh}[bSX])} \quad (2-6)$$

Sendo:

$$a = (S + K) / S \quad (2-7)$$

$$b = (a^2 - 1)^{1/2} \quad (2-8)$$

Onde, S e K são os coeficientes de espalhamento e absorção, respectivamente, X é a espessura da amostra (em milímetros), R_g é a refletância do fundo e ctgh a função cotangente hiperbólica.

Entretanto, a fórmula não considera as diferenças entre os índices de refração do meio e da amostra. Duntley e Saunderson (49) forneceram uma adaptação para corrigir as refletâncias externas e internas da superfície.

$$R' = \frac{(1 - k_1)(1 - k_2)R}{1 - k_2 R} \quad (2-9)$$

Sendo R a refletância calculada na Fórmula 2-6, R' a refletância modificada pelas correções, k₁ é a fração da luz especular refletida a partir do feixe incidente na superfície frontal da amostra (Figura 2.6) que pode ser calculada segundo a lei de Fresnel (49), k₂ é a fração da luz difusa interna refletida na superfície da amostra (correção de refletância interna).

Figura 2.6 - Efeitos da refletância nas interfaces da amostra (k_1 e k_2) em um fundo altamente refletivo

Fonte: Adaptado de Woolsey et al. (50).

A fórmula de k_2 possui algumas variações e, de acordo com os trabalhos de Johnston et. al e Gilbert et. al (48,51), o cálculo proposto por Richmond (52) apresentou, até o momento, a menor margem de erro na predição de cores em elastômeros utilizados na reabilitação protética facial.

$$k_2 = 1 - \frac{(1-k_w)}{1} \quad (2-10)$$

Sendo k_w o fator de reflexão externa de uma superfície polida, em qualquer ângulo teórico, segundo a lei de Fresnel e n o índice de refração da amostra no vácuo. Dada por:

$$k_w = \frac{1}{2} - \frac{(n-1)(3n+1)}{6(n+1)^2} + \frac{n^2(n^2-1)^2}{(n^2+1)^3} \ln \frac{(n+1)}{(n-1)} - \frac{2n^3(n^2+2n-1)(3n+1)}{(n^2+1)(n^4-1)} + \frac{8n^4(n^4+1)}{(n^2+1)(n^4-1)^2} \ln(n) \quad (2-11)$$

O método tradicional de determinar os coeficientes de espalhamento e absorção de uma mistura de pigmentos para cada comprimento de onda adota a lei da soma da mistura de pigmentos proposta por Duncan (53) e a aplicação de formulação de corantes de Kuehni (54), que é dada por:

$$K_{mistura}(\lambda) = \sum_{i=1}^n c_i K_i(\lambda) \quad (2-12)$$

$$S_{mistura}(\lambda) = \sum_{i=1}^n c_i S_i(\lambda) \quad (2-13)$$

Sendo c a porcentagem baseada no peso de cada pigmento i da mistura composta por n pigmentos.

O cálculo de dos coeficientes de espalhamento e absorção de cada pigmento em cada comprimento de onda, após a correção de Saunderson, pode ser dado por (55):

$$S = \frac{1}{bX} \text{Arcotg} \frac{1-a(R_{inf}+R_g)+R_{inf}R_g}{b(R_{inf}-R_g)} \quad (2-14)$$

$$K = S(a - 1) \quad (2-15)$$

Neste caso, o valor de a e b são dados por:

$$a = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{R_{inf}} + R_{inf} \right) \quad (2-16)$$

$$b = a - R_{inf} = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{R_{inf}} - R_{inf} \right) \quad (2-17)$$

Sendo R_{inf} a refletância da amostra opaca, também conhecida como refletância infinita. Arcotg é a função arco-cotangente ou função inversa da cotangente.

Portanto, a partir destas fórmulas, é possível estimar o espectro resultante de uma determinada formulação de pigmentos, incluindo variáveis como a espessura do material e a refletância do fundo. Porém, quando o objetivo é atingir uma determinada cor, precisamos saber a quantidade de cada pigmento usado para determinar a refletância em cada comprimento de onda e, por fim, a curva espectral da amostra.

Entre os métodos existentes, o algoritmo genético mostrou-se promissor em aplicações da indústria têxtil (56).

2.8 ALGORITMO GENÉTICO

Algoritmos genéticos constituem em uma técnica de busca e otimização, inspirada no princípio Darwiniano de seleção natural e reprodução genética (57).

Esses algoritmos codificam uma solução potencial para um problema específico utilizando uma estrutura de dados simples (do tipo cromossomo) e aplica operadores de recombinação (crossover, mutação e seleção) a essas estruturas. A implementação de um algoritmo genético começa com uma população de cromossomos (geralmente aleatórios) (Fluxograma 2.1). Em seguida, essas estruturas são avaliadas (*fitness*) e oportunidades reprodutivas são alocadas de tal maneira que os cromossomos que representam uma solução melhor para o problema têm mais chances de se "reproduzir" do que os cromossomos que são soluções menos aptas em relação à média da população atual ou à mediana da população (seleção). Em um uso mais amplo do termo, um algoritmo genético é qualquer modelo baseado em população que usa operadores de seleção e recombinação para gerar novos pontos de amostra em um espaço de pesquisa (58).

O Fluxograma 2.1 exibe um exemplo de algoritmo genético com seus operadores e a Tabela 2.1 mostra as definições de alguns de seus componentes e exemplos de como poderiam ser representados na formulação de cores.

Fluxograma 2.1 - Fluxograma de um exemplo de algoritmo genético

Tabela 2.1- Elementos dos algoritmos genéticos e exemplos de uma aplicação para a formulação de cores

Elementos	Significado	Exemplo
Cromossomo	Possível solução representada normalmente por uma cadeia de bits (código binário) que contém os genes.	Fórmula de cor
Gene	Variável que compõe o cromossomo que podem sofrer alterações em seu valor (mutação) e são recombinadas durante a reprodução	Porcentagem em peso de um determinado pigmento na mistura
Mutação	Troca aleatória de valor na cadeia de um cromossomo segundo uma taxa determinada pelo algoritmo	Probabilidade de trocar um valor na cadeia de bits, alterando a porcentagem de um pigmento na mistura.
Recombinação ou crossover	Troca de genes entre gerações, recombinao os dados de duas formulações	
Geração	Corresponde a uma iteração (ciclo) do algoritmo	
<i>Fitting</i> ou avaliação	Verifica a aptidão do cromossomo para a solução do problema.	Diferença de cores entre o cromossomo e a cor alvo
Fenótipo	Representação decodificada do cromossomo	Lab
Critério de parada	Meta para o término das iterações.	Encontrar alguma solução que satisfaça o problema e/ou número máximo de iterações

Fonte: a autora.

A aplicação do algoritmo genético na formulação de cores não requer um processador muito potente ou muita memória. Atualmente, ela pode ser executada por smartphones, por exemplo.

O aumento do uso dos smartphones pela população e as melhorias de sua tecnologia (principalmente do seu sensor óptico) (59) alavancaram o desenvolvimento de métodos acessíveis, portáteis e de baixo custo (dispensando o uso de equipamentos específicos e aquisição de imagens em ambientes

controlados), trazendo soluções para diversas aplicações em diferentes áreas, como será abordado mais adiante na revisão de literatura.

Apesar do grande potencial desta tecnologia, alguns desafios ainda cercam a precisão destes sistemas, como o uso de um iluminante sem calibração, diferenças de respostas dos sensores ópticos entre câmeras, variação no processamento da imagem e diferença na qualidade entre aparelhos. A combinação destes fatores gera diferenças não uniformes na renderização da imagem, que se trata do processo pelo qual se obtém o produto de um processamento digital qualquer.

2.9 ESTUDOS RELACIONADOS

A Tabela 2.2 mostra alguns exemplos de estudos que empregaram smartphones em suas análises baseadas em diferença de cores, portanto utilizando a sensibilidade de seu sensor óptico.

Tabela 2.2 - Estudos baseados na análise de cores de smartphones

Autor, ano	Área do conhecimento
Título original do trabalho	Aplicação
Shen et al. 2012 (60)	Medicina (análise bioquímica)
<i>Point-of-care colorimetric detection with a smartphone</i>	Imunoensaio para análise de urina com papel indicador de pH
Gómez-Robledo et al. 2013 (61)	Agricultura (análise de solo)
<i>Using the mobile phone as Munsell soil-colour sensor: An experiment under controlled illumination conditions</i>	Descrição, exame de solo, classificação, estudo de gênese e avaliação
Lopez-Ruiz et al. 2014 (62)	Saúde pública (análise bioquímica)
<i>Smartphone-based simultaneous pH and nitrite colorimetric determination for paper microfluidic devices</i>	Detecção de contaminação bacteriana na água pela concentração de nitrito e mensuração do pH
Chun et al. 2014 (63)	Medicina (análise clínica)
<i>Paper-based glucose biosensing system utilizing a smartphone as a signal reader</i>	Medidor de glicose utilizando dispositivo microfluídico baseado em papel
Masawat et al. 2015 (64)	Pecuária de leite e saúde pública (análise química)
<i>An iPhone-based digital image colorimeter for detecting tetracycline in milk</i>	Análise de resíduos de tetraciclina no leite bovino
Pohanka 2015 (64)	Medicina e ciência forense (análise clínica)
<i>Photography by cameras integrated in smartphones as a tool for analytical chemistry represented by an butyrylcholinesterase (BChE) activity assay</i>	Análise da atividade da butirilcolinesterase (marcador de envenenamento, função hepática, Alzheimer, entre outros)
Hossain et al. 2015 (65)	Saúde pública e engenharia ambiental (análise da qualidade da água)
<i>Early warning smartphone diagnostics for water security and analysis using real-time pH mapping</i>	Mapeamento do pH da água para monitoramento ambiental
Cevenini et al. 2016 (66)	Biologia (análise por bioluminescência)
<i>Exploiting NanoLuc luciferase for smartphone-based bioluminescence cell biosensor for (anti)-inflammatory activity and toxicity.</i>	Avaliar suplementos e alimentos funcionais para melhorar performance em treinos ou bem-estar de atletas pela análise (anti-) inflamatória e toxicidade

continua

Autor, ano	Área do conhecimento
Título original do trabalho	Aplicação
Busch 2016 (67) <i>Citizens and satellites: Assessment of phytoplankton dynamics in a NW Mediterranean aquaculture zone</i>	Agricultura, engenharia ambiental e saúde pública (análise da qualidade da água) Estimar a dinâmica de algas sazonais que poderia prejudicar a agricultura.
Rigon et al. 2016 (68) <i>A novel method for the estimation of soybean chlorophyll content using a smartphone and image analysis</i>	Agricultura (medição de carotenoides e clorofila A e B) Análise em tempo real e não destrutiva de folhas para análise de interações entre plantas e influência de fatores de estresse
Calabria et al. 2017 (69) <i>Smartphone-based enzymatic biosensor for oral fluid L-lactate detection in one minute using confined multilayer paper reflectometry.</i>	Medicina (análise clínica) Medição de L-lactato na saliva (tratamento de sepse severa, choque séptico e avaliação da performance esportiva)
Kostelnik et al. 2017 (70) <i>Acetylcholinesterase Inhibitors Assay Using Colorimetric pH Sensitive Strips and Image Analysis by a Smartphone.</i>	Medicina e ciência (análise clínica) Detecção de inibidores da acetilcolinesterase por papel indicador de pH (uso de drogas anti-Alzheimer's, intoxicação por pesticidas, entre outros)
conclusão	

Fonte: a autora.

Na área da saúde, a análise de cor da pele humana tem atraído o interesse para algumas aplicações, como no diagnóstico de lesões da pele (71–73), cirurgia plástica (74) e também na confecção de próteses faciais, que será abordado nesta seção.

Um problema comum encontrado pelos pesquisadores é a interferência da luz na reprodução das cores. Na tentativa de melhorar a precisão das análises, sem a necessidade de um ambiente de luz controlado, alguns estudos buscaram adicionar um dispositivo físico durante captação da imagem, sendo capaz de se tornar uma referência para que um software faça a calibração das cores na imagem (70,75). Além disso, este recurso facilita o uso de diferentes smartphones nas análises, que possuem variações na renderização de cores.

Marguier et al. (75) analisaram tons de pele de 53 pessoas utilizando um dispositivo físico contendo 24 cores (16 similares a tons de pele e 8 de cores primárias e secundárias) em um ambiente não calibrado e realizando tomadas fotográficas com 4 câmeras de resoluções diferentes (de 0.1 a 4 megapixels). Como padrão de referência, a refletância da pele foi avaliada pelo espectrômetro portátil (Microflash, Datacolor, India) em contato com a pele. Eles concluíram que, para a análise dos tons de pele, a melhor predição de cores foi obtida apenas com as cores do dispositivo físico relacionadas aos tons de pele, excluindo cores básicas e tons de cinza (melhora do $\Delta E^* \approx 1$ para $\Delta E^* \approx 0.8$). Isso permite uma área maior dessas cores no dispositivo físico favorecendo câmeras com resoluções menores. Uma das limitações citadas no estudo foi ter considerado um ambiente de luz uniforme (apesar de não ter sido avaliado), que poderia ter afetado a reprodução de cores.

Gillman (76), Cantor et al. (77) e Koran et al. (78) ressaltam a importância de utilizar pigmentos que resultem em próteses faciais com curvas espectrais próximas aos tons da pele humana, reduzindo o metamerismo.

Koran et al. (78) analisaram a refletância de tons de pele (proeminência zigomática) de indivíduos caucasianos (n=195), negros (n=22) e orientais (n=24) utilizando espectrofotometria. A refletância foi calculada baseada nos iluminantes A e C (luz do sol, temperatura de cor de 6774K). A média das refletâncias está apresentada no Gráfico 2.4.

Podemos notar que há duas bandas de absorção em 540nm e 580 nm nítidas em caucasianos e menos perceptível em orientais que, como constatado por Edwards e Duntley (79), correspondem à oxihemoglobina do interior das artérias. Contudo, em regiões onde há predominantemente sangue venoso (que contém desoxihemoglobina) ou uma certa quantidade de melanina, que absorve a luz antes de atingir o estrato inferior da pele onde se localizam os vasos sanguíneos, essa característica não é aparente. O Gráfico 2.5 mostra as bandas de absorção da oxihemoglobina, desoxihemoglobina e melanina.

Para uma leitura aprofundada sobre as características ópticas da pele e seus componentes são recomendados os trabalhos de Lister et al. (80) e Igarashi et al. (81).

Gráfico 2.4 - Média das curvas espectrais de tons de pele proeminência zigomática em diferentes etnias

Fonte: Adaptado de Koran et al. (78).

Gráfico 2.5 - Bandas de absorção da desoxihemoglobina, oxihemoglobina e melanina

Fonte: Adaptado de Igarashi et al. (81).

Troppmann et al. (82) e Coward et al. (83) utilizaram um software de formulação de cores (EasyMatch Plastics, Hunter Labs Incorporation®, Virginia, EUA) para reprodução do tons de pele humana (porção anterior do antebraço) avaliados com espectrofotômetro (Miniscan XE modelo N° 45/O-S, Hunter Labs Incorporation®, Virginia, EUA) sob iluminante D65 e observador padrão 10°. A pigmentação foi realizada com pasta de pigmentos (Hunter 91 System. Factor II Incorporation®, Arizona, EUA) em amostras de 25 X 25 X 5mm³. O software fornecia a formulação de cores de forma iterativa, sendo que a partir da primeira amostra gerada em silicone havia uma correção sucessiva da formulação de cores para as amostras subsequentes.

Troppmann et al. (82) avaliaram cinco indivíduos caucasianos e utilizou quatro tipos de pigmentos. Sendo a média da variação encontrada entre a amostra final e a pele humana de $\Delta E^* = 2.9$ (mínimo de 2.25 e máximo de 3.33). A proporção de pigmento no silicone variou entre 0.15% e 0.25% do peso total da mistura que, segundo o autor, possui uma translucidez adequada para mimetizar a pele humana.

Coward et al. (83) analisaram dezenove afro-canadenses e usaram nove tipos pigmentos, porém o software utilizou apenas seis destas cores nas formulações. A cada iteração houve melhora significativa do ΔE^* , sendo o seu valor na quarta amostra variando entre $\Delta E^* = 1.49$ e $\Delta E^* = 8.82$ com uma média de $\Delta E^* = 4.4879$ (desvio padrão ± 2.298). Entretanto, as proporções de pigmentos na mistura (entre 0.26492% e 1.9604%) foram superiores aos valores de Troppmann et al. (82) que afeta a translucidez do silicone e poderia interferir na percepção estética.

A fim de avaliar este fator e explorar a relação entre avaliações subjetivas e objetivas, Seelaus et al. (84) utilizaram os dados do estudo de Coward et al. (83) e realizaram um estudo com apenas cinco avaliadores. Houve correlação entre a avaliação subjetiva e objetiva apenas entre amostras da primeira e segunda iterações. Segundo os autores, isso se deve ao fato de o software reduzir os valores de ΔE^* sem considerar a perda de translucidez. Segundo os autores, o software passará por modificações para que a adição de pigmentos não aumente a opacidade da amostra.

Nacher-Garcia (85) avaliou a reprodutibilidade de cores em silicone do software comercial Spectromatch utilizando os materiais recomendados pelo fabricante (Medical grade elastomer M511, Technovent Ltd.®, Reino Unido). A aferição dos dados espectrais na região da glabella foi realizada com o auxílio de um

espectrofotômetro portátil de contato (Konica Minolta 2300D, Spectromatch Ltd®, Reino Unido) em oito voluntários, sendo dois de cada grupo estudado (caucasiano, asiático, negro e chinês). O aparelho operou com iluminação D65, difusa e ângulo de observação de 8° (d/8). Foram produzidas seis amostras de cada participante a partir de seis medições (correlação $r=0.99$). A média das diferenças de cores encontradas entre as amostras de um mesmo participante variou entre $\Delta E^* = 0.43 \pm 0.16$ e $\Delta E^* = 1.36 \pm 0.29$ (mínimo $\Delta E^* = 0.32$ e máximo $\Delta E^* = 2.36$). Foi determinada uma espessura ótima do silicone para a medição pelo espectrofotômetro utilizado no estudo, comparando medições com fundo preto e com fundo branco. As amostras foram produzidas em espessuras que variavam entre 2mm e 14mm, com intervalos de 2mm. Sendo a espessura mínima de 8mm ideal para as avaliações.

Tran et al. (86) avaliaram o uso de estabilizadores de raios ultravioletas (absorvedor de radiação ultravioleta e amina estericamente impedida) em silicones sem pigmentação ou pigmentados com terra de siena queimada (pigmento mineral), hansa amarelo e alizarina vermelho (pigmentos orgânicos) (Perma Colors, H Mark McNeal Co®, Carolina do Norte, EUA). As amostras foram expostas por cerca de três meses ao ar livre nos Estados Unidos, sendo metade em Miami e a outra metade em Phoenix. Apenas o alizarina vermelho não reduziu o ΔE^* de forma significativa ($p>0.05$) nas duas localidades com a adição dos estabilizadores de raios ultravioletas. O hansa amarelo e o silicone sem pigmentação reduziram o ΔE^* ($p>0.05$) em Miami. Em Phoenix, o hansa amarelo e o terra de siena queimada também reduziram de forma significativa o ΔE^* ($p>0.05$). Os autores apontam a necessidade em determinar a diferença de cores em espessuras diferentes e avaliar o impacto destes produtos nas propriedades físicas do silicone. Além disso, o uso das substâncias utilizadas no estudo ainda não tem a aprovação da *Food and Drugs Administration* dos EUA, por não serem destinadas ao contato prolongado com membranas mucosas, portanto precisam ser submetidos a pesquisas clínicas.

Kandi e Tehran (56) utilizaram o algoritmo genético na formulação de cores para a indústria têxtil a partir de um número reduzido de corantes ($n=8$). Cada gene (concentração de pigmento) foi representado por um número binário de 14 bits e a população consistia em cem cromossomos (formulações). A função de *fitting* foi testada com quatro variações de análise ao longo do estudo: a) espectrométrica (baseada no ΔR), b) colorimétrica sob iluminante D65 (baseada no ΔE^* sob D65), c) colorimétrica sob iluminante D65 e Iluminante A (baseada no ΔE^* sob D65

juntamente com ΔE^* sob A) e d) colorimétrica sob iluminante D65 e uma segunda iteração considerando os iluminantes D65 e iluminante A. A refletância foi calculada a partir do modelo de Kubelka-Munk de uma constante, que basicamente une as variáveis dos coeficientes de absorção e espalhamento. A técnica de múltiplos crossovers (87) foi empregada com o objetivo de explorar melhor o espaço de busca por não favorecer uma convergência alta logo no início, tornando o algoritmo mais robusto. O número de pontos de crossover foi determinado aleatoriamente. Ao final, as receitas geradas ($n=80$) foram analisadas às vinte cores alvos segundo o $\Delta E^*(D65)$, $\Delta E^*(A)$ e ΔR . As formulações geradas ainda passaram por uma redução de pigmentos, que foi avaliada pela simulação da exclusão de cada pigmento individualmente e reavaliação de *fitting*. Caso ele não sofresse grandes alterações, o algoritmo genético era aplicado mais uma vez apenas com os pigmentos selecionados. O processamento total levou de 20 segundos a 4 minutos. Ao final, todas metodologias produziram resultados aceitáveis, porém o *fitting* colorimétrico sob um iluminante (D65) e posteriormente sob dois iluminantes (D65 e A) apresentou melhor convergência na predição da formulação de cores.

Tessaro e Furuie (88) desenvolveram um método para correção de cores da imagem com o auxílio de um dispositivo físico, a partir de imagens não calibradas e visando a aplicação em Teledermatologia. O dispositivo físico contava com:

- 16 segmentos de cores próximas aos tons de pele humano, baseado nos achados de Marguier (89).
- duas figuras laterais para melhorar o contorno, caso o foco não estiver adequado e/ou houver movimentação.
- um código QR, que permite armazenar as informações sobre os segmentos de cores e/ou sobre os pacientes. e
- uma faixa branca nas bordas para facilitar sua identificação automática pelo software.

Foram testados quatro modelos de câmeras com três resoluções diferentes (3, 5 e 8.2 megapixels) aplicando um algoritmo de correção linear da imagem (89), melhora da resolução comparando diferentes métricas e ajuste da perspectiva. Ao final, os segmentos do dispositivo físico apresentaram média da diferença de cores de $\Delta E^* = 1,87$. Com relação à correção de resolução das métricas estudadas, os

autores recomendam aquelas baseadas no índice de similaridade estrutural (*Structural SiMilarity Index* – SSIM) (90), denominadas 1-SSIM e 1-SSIM Médio, por se tratarem de métricas mais abrangentes e semelhantes à percepção visual humana, além de possuírem percentuais médios de melhora em torno de 12% e 5% respectivamente. A correção é feita a partir de algumas características, como desvio padrão médio entre a imagem original e captada.

Figura 2.7 - Algoritmo de correção linear de cores, com melhora de contorno e ajuste de perspectiva aplicado à imagem original à esquerda e o resultado à direita

Fonte: Tessaro e Furuie (88).

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem o objetivo de desenvolver e propor um método capaz de identificar a cor da pele do paciente a partir de imagens não calibradas obtidas com smartphones e gerar uma formulação da cor em silicone de grau médico por meio de aplicativo para Android.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O trabalho foi dividido em duas fases: 1- obtenção dos dados colorimétricos da pele humana com o uso de smartphones, em um ambiente não calibrado. e 2- criação de aplicativo para Android capaz de gerar fórmulas de cores com vistas à reprodução de próteses faciais em silicone de grau médico.

4.1 AQUISIÇÃO E CORREÇÃO DA IMAGEM NÃO CALIBRADA

Esta etapa do trabalho foi realizada em parceria com o Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade de São Paulo (LEB-USP) e produziu um Trabalho de Conclusão de Curso da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (91). Os tópicos sobre correção de cores e outras funcionalidades foram desenvolvidos pelo trabalho citado e serão abordados no tópico ‘correção de cores’ de forma resumida, quanto à sua metodologia e resultados, para o entendimento do processo de reprodução de cores em silicone como um todo.

Considerando que cada equipamento possui uma representação do padrão de cores RGB diferente, é inevitável que haja um acúmulo de distorções ao longo do processo de aquisição de imagem utilizando um dispositivo físico, principalmente em um ambiente de luz não calibrado. A Figura 4.1 apresenta o diagrama da sequência para aquisição da imagem e etapas sujeitas às distorções dos valores RGB e suas correções.

Figura 4.1 - Diagrama das etapas para aquisição da imagem calibrada proposta no estudo e distorções nos valores de RGB (etapas 2 e 4) obtidas durante a sua aquisição (cortesia LEB-USP)

Fonte: cortesia LEB-USP.

Tendo em vista a importância da fidelidade de cores que compõe o dispositivo físico (Figura 4.2), como referência na correção das imagens, é necessário avaliar a reprodutibilidade e durabilidade de cada um dos seus segmentos.

Figura 4.2 - Dispositivo físico utilizado no estudo

Fonte: Tessaro e Furuie (91).

4.1.1 Reprodutibilidade do dispositivo físico

Com a proposta de manter o método acessível, a reprodutibilidade do dispositivo físico impresso foi avaliada em três impressoras comerciais (HP Deskjet 5525, HP Office Jet Pro 8600 e HP Deskjet 2546. Hewlett Packard®. Brasil) com cartuchos originais. Para conferir maior resistência ao manuseio, opacidade às

impressões e, dessa forma, maior estabilidade das cores durante as tomadas fotográficas, os dispositivos físicos foram impressos em alta gramatura (Papel Opaline 180g, Spiral do Brasil Indústria Gráfica Ltda®, Brasil).

Cada impressora produziu sete dispositivos físicos, sendo que cada um conta com 16 cores e o papel sem impressão, que foi utilizado como controle (n=357). A seguir, cada segmento foi nomeado (Figura 4.3) e avaliado utilizando um espectrofotômetro de bancada (CM-3600A, Konica Minolta, Japão) na configuração D65/10° e geometria de observação d/8. Foi considerada a média entre três medições.

Figura 4.3 - Identificação de cada segmento do dispositivo físico

Fonte: Adaptado de Tessaro e Furuie (91).

A Tabela 4.1 mostra os atributos de cor de cada segmento.

Tabela 4.1 - Atributos de cor de cada segmento do dispositivo físico nas métricas sRGB, CMYK e Lab segundo o arquivo da imagem

Segmento	R	G	B	C	M	Y	K	L	a	b
A	92	66	59	0	28,26	35,87	63,92	30,61	10,17	8,68
B	132	96	70	0	27,27	46,97	48,24	43,82	11,18	20,57
C	108	73	60	0	32,41	44,44	57,65	34,56	13,16	13,79
D	147	110	78	0	25,17	46,94	42,35	49,38	10,46	23,51
E	147	112	83	0	23,81	43,54	42,35	50	9,86	21,45
F	166	130	101	0	21,69	39,16	34,9	57,09	9,78	20,99
G	171	119	109	0	30,41	36,26	32,94	55,03	19,6	13,68
H	170	128	99	0	24,71	41,76	33,33	56,96	12,35	22,03
I	172	139	106	0	19,19	38,37	32,55	60,14	7,84	22,38
J	186	145	124	0	22,04	33,33	27,06	63,46	12,47	17,07
K	186	145	124	0	22,04	33,33	27,06	63,46	12,47	17,07
L	197	152	132	0	22,84	32,99	22,75	66,51	14,03	17
M	181	148	122	0	18,23	32,6	29,02	63,68	8,54	18,4
N	197	152	132	0	22,84	32,99	22,75	66,51	14,03	17
O	195	168	144	0	13,85	26,15	23,53	70,61	6,14	16,04
P	200	168	147	0	16	26,5	21,57	71,14	8,5	15,20
Q	255	255	255	0	0	0	0	100	0	0

Fonte: a autora.

Durante o teste piloto, foi constatada a dificuldade em posicionar cada segmento na abertura do espectrofotômetro, devido ao pequeno espaçamento entre eles e similaridade entre os segmentos adjacentes. Para facilitar a manipulação das amostras e reduzir as chances de erro, estas foram individualizadas e identificadas para o experimento como mostra a Figura 4.4.

Para a análise foi considerada a média de diferença de cores entre os mesmos segmentos e seus respectivos intervalos de confiança (95%), sendo considerados adequados os valores inferiores aos limiares de percepção humana estabelecidos por Pavariva et al. (40) ($\Delta E^* < 1,1$ e $\Delta E' < 0,7$).

Figura 4.4 - (a) Segmentos de um dispositivo físico e (b) identificação no verso

Fonte: a autora.

4.1.2 Durabilidade do dispositivo físico

Após treze meses da fase de impressão, três dispositivos físicos de cada impressora foram aferidos novamente para verificar a estabilidade das cores de cada um dos seus segmentos ao longo do tempo. Dessa forma, foi possível verificar se haveria necessidade de sua recalibração neste período. Neste estudo foi considerado como adequado o limiar de $\Delta E^* < 1,1$ e $\Delta E' < 0,7$ (40), que corresponde à menor média de percepção do olho humano para detectar diferença de cores em tons de pele. Durante intervalo de tempo entre medições, os dispositivos físicos ficaram armazenados em uma cartela sem exposição à luz e à temperatura ambiente, simulando as condições cotidianas de seu uso.

4.1.3 Correção de cores

Após o envio da foto com o dispositivo físico ao programa, ele localizou automaticamente os 16 segmentos do dispositivo físico com o auxílio de suas margens e, baseado no sRGB de cada segmento, determina-se o Lab de cada um. Em seguida, utilizando como referência os valores individuais aferidos pelo espectrofotômetro de bancada, calcula-se a média do ΔE^* de cada segmento.

A partir dessas informações, foi usado um algoritmo, denominado 3D Thin-Plate Spline (3D-TPS), capaz de corrigir tanto transformações lineares como não lineares (considerando a renderização não linear da sua captura) e, dessa maneira, calcular uma forma de fazer uma transformação para que os 16 valores fossem o mais próximo possível. Ao final, aplica-se essa transformação para toda a imagem (calibração).

Para averiguar a calibração, calculou-se o ΔE^* entre os valores de referência do dispositivo físico e os obtidos após a transformação. Ao final, este algoritmo produziu resultados bastante satisfatórios ($\Delta E^*=0,42 \pm 0,08$).

Com o intuito de preservar a qualidade das leituras para a calibração das imagens sem a necessidade de um espectrofotômetro de bancada, foi avaliado um colorímetro portátil e de menor custo (ColorMunki Photo, X-Rite,EUA). O ensaio foi realizado pela medição da tabela de cores ColorCheck Classic (X-Rite,EUA) (Figura 4.5) em comparação com os dados obtidos pelo espectrofotômetro de bancada utilizado nesse estudo.

Figura 4.5 - Tabela de cores ColorChecker Classic

Fonte: <https://bit.ly/3h0vBO0>

A similaridade entre os equipamentos foi alta ($\Delta E_{\text{médio}}^* = 0.55 \pm 1.38$). Portanto, concluiu-se que o ColorMunki Photo representa um equipamento de menor custo e maior portabilidade, sem prejudicar a confiabilidade na medição.

4.1.4 Outras funcionalidades

Para melhora da resolução foi aplicada a métrica 1-SSMI devido à sua robustez e desempenho constatado em um trabalho anterior (88).

O ajuste da perspectiva foi realizado por meio da homografia 2D (transformação projetiva planar que mapeia pontos de um plano para outro) entre os quatro vértices detectados e os ideais (dispositivo físico paralelo ao plano de captura e disposto horizontalmente). A área da região formada pelos quatro pontos é mantida, mas as distâncias são calibradas a partir do tamanho conhecido do dispositivo físico.

Com o intuito de armazenar informações sobre dados mais precisos do dispositivo físico e dos pacientes, foi incluído um código QR ao dispositivo físico.

Por último, foi realizada uma tentativa de corrigir a iluminação na busca por resultados superiores, mesmo sem uma iluminação uniforme da imagem. Para estimar as diferenças na iluminação foi aplicada a subtração de fundo (92) que utiliza a representação característica do fundo para estimar as diferenças de

iluminação na parte de interesse da imagem. Apesar de ter obtido valores médios um pouco melhores com sua implementação ($\Delta E^* = 0,40 \pm 0,04$) eles não se aplicaram a todos os casos. Sendo assim, recomenda-se seu uso apenas quando não for verificada a uniformidade da iluminação na imagem obtida.

4.2 FORMULAÇÃO DE CORES

A formulação de cores foi prevista com base nas adaptações propostas por Duntley e Saunderson (45) do modelo de Kubelka-Munk (41) e cálculo de k_2 proposto por Richmond (52), utilizando o algoritmo genético. Para este estudo foi considerado o modelo de duas constantes devido à sua precisão superior em relação ao de constante única (45).

4.2.1 Determinação dos coeficientes de absorção e espalhamento

Nesta etapa foi utilizado o silicone Dragon Skin™ 10 FAST (Smooth-On Incorporation®, Pensilvânia, EUA), 11 pigmentos para silicone (SilcPig®, Smooth-On Incorporation®, Pensilvânia, EUA) e 9 cores de flocagem (Dim Clay®, São Paulo, Brasil).

Sendo as cores dos pigmentos: vermelho, azul, sangue, marrom, pele, amarelo, preto, verde e branco. Entre as flocagens avaliadas, temos: preto, pele, ouro, vermelho, roxo, verde, branco, marrom claro, marrom escuro e havana.

Para cada pigmento e flocagem, assim como o silicone sem coloração, foram confeccionadas duas amostras de 23mm de diâmetro e 2mm de altura ($n=21$) e outra de 40mm de diâmetro com 40mm de altura (opaca ou também conhecida como refletância infinita) ($n=21$). e concentrações de massa de 1% e 2%, respectivamente, para a obtenção dos seus coeficientes de absorção (K) e espalhamento (S) (Figura 4.6). As amostras menores foram obtidas pela prensagem entre duas placas de vidro despolido, para mimetizar a textura da prótese, com dois espaçadores de 2mm nas laterais, sendo recortado o diâmetro necessário com um

cortador de couro. As maiores foram polimerizadas em recipiente plástico e a prensagem realizada com a placa de vidro despolido na borda, deixando uma pequena abertura para expansão do material em uma das laterais, como mostra a Figura 4.6.

Figura 4.6 - Amostras confeccionadas para o estudo

Fonte: a autora.

A manipulação do material foi realizada com o auxílio de um misturador de alta velocidade (SpeedMixer™ DAC150.1 FV-K, Hauschauld engineering®, Filadelfia, EUA) (Figura 4.7) em um ciclo de 2500rpm durante um minuto sob redução de pressão (-22mmHg). A massa foi determinada por uma balança de precisão (Mettler Toledo XS105 DualRange®). Após uma hora em temperatura ambiente, as amostras permanecem em um forno (Orion 520, Fanem®, São Paulo, Brasil) a 80°C durante duas horas e a 100°C por uma hora, conforme as orientações do fabricante.

Figura 4.7 - Speedmixer (esquerda) e seus eixos de rotação durante a mistura (direita)

Fonte: <https://bit.ly/2WeZYZ0>

As amostras foram avaliadas utilizando um espectrofotômetro de bancada (CM-3600A, Konica Minolta®, Japão) sem contato, na configuração D65/10° e geometria de observação d/8. Foi considerada a média entre três medições. Para evitar a perda de energia pelas bordas que gera desvios espectrais (35), foram confeccionados porta amostras customizados em alumínio polido (Figura 4.8) e, na interface com a amostra, foi aplicada uma solução saturada de sacarose, que possui índice de refração semelhante ao do silicone (93). As amostras de 2mm foram avaliadas sobre o fundo branco.

Figura 4.8 - À esquerda temos o suporte de amostras maiores. À direita estão os porta amostra menores com a imagem superior mostrando a acomodação da amostra preta

Fonte: a autora.

4.2.2 Algoritmo genético

O Fluxograma 4.1 mostra a estrutura simplificada do algoritmo genético desenvolvido no estudo.

Fluxograma 4.1 - Etapas de execução do algoritmo genético aplicado à formulação de cores do estudo

K – absorção; S - espelhamento; m – massa; g – gramas.

Fonte: a autora.

A população inicial foi ajustada para 1000 indivíduos, sendo a primeira geração criada de forma aleatória.

Cada gene foi codificado em código binário puro e composto por 11 bits. Esta escolha se deu pelo fato da porcentagem máxima dos pigmentos e flocagens na mistura não pode ultrapassar 3% segundo o fabricante, para permitir a polimerização do silicone. Portanto, este valor normalizado determina um teto de cerca de 2%.

Estes são ranqueados pela função de *fitting*, dada pela equação:

$$Fitting = 1/(\Delta E^* + \varepsilon) \quad (4-1)$$

Sendo ε um valor mínimo que impede a divisão por zero na solução da equação.

A população original é excluída e, após o cálculo de *fitting* de toda a prole, calcula-se a média e aqueles cromossomos abaixo dela são deletados. Esta estratégia mostrou-se mais eficiente em relação à convergência dos resultados entre as metodologias testadas, como a seleção dos 50% melhores, por exemplo.

A seguir, o operador crossover seleciona apenas um ponto randômico para recombinação dos genes entre dois cromossomos aleatórios. A taxa de mutação foi fixada em 10%, calculada a partir do valor total de bits do cromossomo. Os bits selecionados de forma aleatória têm seu valor invertido (de zero para um e vice-versa). O processo percorre toda a cadeia de bits da prole e termina ao atingir o valor da taxa de mutação.

O ponto de parada do algoritmo foi ajustado para 1000 iterações. Em seguida, apenas os cinco pigmentos com maior porcentagem em massa na mistura, das cinco melhores formulações, passam de novo pelo algoritmo, com o objetivo de tentar se aproximar ainda mais da cor alvo. Ao final, as cinco melhores formulações geradas, segundo a função de *fitting*, são apresentadas.

Os valores mostrados em gramas têm precisão de até duas casas decimais, portanto, além de manter um visual mais limpo, aqueles pigmentos ou flocagens que não atingirem uma quantidade mínima de 0,01 gramas na formulação são excluídos da tela de resultados. Esta escolha se deve principalmente pela sua aplicação

prática, considerando a precisão das balanças utilizadas comumente nos consultórios.

4.2.3 Aplicativo para Android

O aplicativo foi construído com uma interface amigável e intuitiva. O usuário pode inserir tanto manualmente os valores da métrica do CIELAB como carregar uma foto calibrada e selecionar a região de interesse para reprodução de cores. Desta forma, os valores são preenchidos automaticamente.

Outras variáveis deverão ser selecionadas manualmente, como a espessura (milímetros), massa da prótese (gramas) e opção de fundo. (preto ideal, preto, branco e pele). As curvas espectrais dos fundos preto, branco e pele são baseadas nos valores da espessura infinita dos pigmentos utilizados no estudo. Ao final, serão mostradas as cinco melhores receitas para a escolha do clínico.

Ao final, a eficácia da formulação de cores, sob diferentes fundos, será avaliada utilizando valores Lab da pele humana encontrados na literatura como cor alvo (94,95).

4.3 ANÁLISE DOS DADOS

Foi realizada uma análise descritiva dos parâmetros avaliados. Para a diferença de cores foram utilizadas as fórmulas CIELAB (ΔE^*) e CIEDE2000 ($\Delta E'$), considerando aceitáveis clinicamente os limiares de $\Delta E^* < 3$ e $\Delta E_{00} < 2,1$ e perceptíveis $\Delta E^* < 1,1$ e $\Delta E_{00} < 0,7$ (40). O intervalo de confiança foi estabelecido em 95% e o nível de significância de 5% (valor-p < 0,05). Foram utilizados os softwares Microsoft Excel 14.0 (Microsoft Corporation®, Washington, EUA) e BioEstat 5.0 (Universidade Federal do Pará, Brasil). Os modelos estatísticos ajustados foram realizados com auxílio do software R 3.6.0 (R Core Team®), com o pacote lme4 (96) e os gráficos foram construídos com o pacote ggplot2 (97).

Para estimar as médias de delta das cores, nas avaliações de reprodutibilidade e durabilidade, foi ajustado um modelo linear misto (98), considerando como efeito fixo a impressora e como efeito aleatório as paletas. Nesse caso temos interesse no efeito da impressora, mas levamos em consideração para a estimativa as paletas e que cada uma tem suas características próprias.

5 RESULTADOS

5.1 REPRODUTIBILIDADE DO DISPOSITIVO FÍSICO

Após ter sido constatado um defeito no cabeçote da impressora HP Deskjet 5525, os dados de suas amostras foram descartados, portanto apenas os resultados da HP Office Jet Pro 8600 e HP Deskjet 2546 foram considerados. Os *Boxplots* 5.1 ao 5.16 mostram os dados agrupados por segmento e impressora, além dos atributos da cor alvo derivada dos valores sRGB da imagem do dispositivo físico.

Tabela 5.1 - *Boxplot* do segmento A do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
Fonte: a autora.

Tabela 5.2 - *Boxplot* do segmento B do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
 Fonte: a autora.

Tabela 5.3 - *Boxplot* do segmento C do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
 Fonte: a autora.

Tabela 5.4 - *Boxplot* do segmento E do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
 Fonte: a autora.

Tabela 5.5 - *Boxplot* do segmento F do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
Fonte: a autora.

Tabela 5.6 - *Boxplot* do segmento G do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
 Fonte: a autora.

Tabela 5.7 - *Boxplot* do segmento H do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
 Fonte: a autora.

Tabela 5.8 - *Boxplot* do segmento I do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
 Fonte: a autora.

Tabela 5.9 - *Boxplot* do segmento J do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
Fonte: a autora.

Tabela 5.10 - *Boxplot* do segmento K do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
 Fonte: a autora.

Tabela 5.11 - *Boxplot* do segmento L do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
 Fonte: a autora.

Tabela 5.12 - *Boxplot* do segmento M do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
 Fonte: a autora.

Tabela 5.13 - *Boxplot* do segmento N do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
Fonte: a autora.

Tabela 5.14 - *Boxplot* do segmento O do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
 Fonte: a autora.

Tabela 5.15 - *Boxplot* do segmento P do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
 Fonte: a autora.

Tabela 5.16 - *Boxplot* do segmento Q do dispositivo físico segundo seus atributos de cor comparada à cor alvo

L-luminosidade. a-eixo vermelho/verde. b-eixo azul/amarelo. c-saturação. h-tonalidade.
 Fonte: a autora.

Para a análise da reprodutibilidade foram utilizadas as medidas de $\Delta E'$ e ΔE^* das impressoras HP Office Jet Pro 8600 e HP Deskjet 2546, obtidas comparando-se as cores de cada um dos 17 segmentos, dos sete dispositivos físicos impressos. Ou seja, estão sendo consideradas 357 medidas delta de cada impressora. Para calcular a média de cada impressora foi ajustado um modelo linear misto, considerando como efeito fixo a impressora e como efeito aleatório os segmentos.

Gráfico 5.1 – *Boxplots* tipo fenda (*notched*) das medidas $\Delta E'$ e ΔE^* de reprodutibilidade para as duas impressoras

$\Delta E'$ – diferença de cores pela métrica CIEDE 2000. ΔE^* – diferença de cores pela métrica CIELAB 1976. • - outliers.

Fonte: a autora.

As tabelas a seguir mostram as estatísticas referentes ao $\Delta E'$.

Tabela 5.17 - Resultado do modelo linear misto (efeitos fixos) ajustado para $\Delta E'$ da reprodutibilidade e intervalo de confiança de 95% para as médias estimadas

	Estimativa	Erro Padrão	Valor t	IC inferior	IC superior
HP Office Jet Pro 8600	0.558	0.025	22.120	0.507	0.608
HP Deskjet 2546	0.422	0.025	16.730	0.371	0.472

IC - intervalo de confiança (95%).

Fonte: a autora.

Tabela 5.18 - Teste de diferença das médias de $\Delta E'$ entre as impressoras

	Estimativa	Erro padrão	Valor z	Valor-p
média $\Delta E'_c$ – média $\Delta E'_b$	0.136	0.017	7.804	< 0.0001*

$\Delta E'$ – diferença de cores pela métrica CIEDE 2000. c - HP Deskjet 2546. b - HP Office Jet Pro 8600.* - diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).

Fonte: a autora.

A Tabela 5.19 mostra o teste cuja hipótese nula é de que a média de $\Delta E' \leq 0,7$ (limiar de percepção). Para as duas impressoras não rejeitamos a hipótese nula, ou seja, não rejeitamos que as médias de $\Delta E'$ são ≤ 0.7 .

Tabela 5.19 - Teste das médias de $\Delta E'$ para as impressoras, se são significativamente menores ou iguais a 0.7

Hipótese	Estimativa	Erro padrão	valor z	valor-p
média $\Delta E'_b \leq 0.7$	0.558	0.025	-5.648	1.0000
média $\Delta E'_c \leq 0.7$	0.422	0.025	-11.041	1.0000

$\Delta E'$ – diferença de cores pela métrica CIEDE 2000. b - HP Office Jet Pro 8600. c - HP Deskjet 2546.

Fonte: a autora.

A seguir, as tabelas apresentam os dados estatísticos referentes ao ΔE^* .

Tabela 5.20 - Resultado do modelo linear misto (efeitos fixos) ajustado para ΔE^* da reprodutibilidade e intervalo de confiança de 95% para as médias estimadas

	Estimativa	Erro Padrão	valor t	IC inf	IC sup
HP Office Jet Pro 8600	0.678	0.027	25.17	0.624	0.731
HP Deskjet 2546	0.507	0.027	18.83	0.453	0.560

IC - intervalo de confiança(95%).

Fonte: a autora.

Tabela 5.21 - Teste de diferença das médias de ΔE^* entre as impressoras

	Estimativa	Erro padrão	valor z	valor-p
média ΔE^*_c – média ΔE^*_b	- 0.171	0.021	8.037	< 0.0001

ΔE^* – diferença de cores pela métrica CIELAB 1976. b - HP Office Jet Pro 8600. c - HP Deskjet 2546.

Fonte: a autora.

Na Tabela 5.22 temos o teste cuja hipótese nula é de que a média de $\Delta E^* \leq 1.1$. Para as duas impressoras não rejeitamos a hipótese nula, ou seja, não rejeitamos que as médias de ΔE^* são ≤ 1.1 .

Tabela 5.22 - Teste das médias de ΔE^* para a impressoras, se são significativamente menores ou iguais a 1.1

Hipótese	Estimativa	Erro padrão	valor z	valor-p
média $\Delta E^*_b \leq 1.1$	0.678	0.027	-15.690	1.000
média $\Delta E^*_c \leq 1.1$	0.507	0.027	-22.030	1.000

ΔE^* – diferença de cores pela métrica CIELAB 1976. b - HP Office Jet Pro 8600. c - HP Deskjet 2546.
Fonte: a autora.

Apesar de utilizarem o mesmo tipo de papel e serem da mesma empresa, é notável a diferença de cores entre os modelos de impressoras avaliados neste estudo ($p < 0,0001$).

Felizmente, a variação de cores de um mesmo segmento, obtido pela mesma impressora, não apresentou alterações estatisticamente significantes ($p > 0.05$). Esses dados apontam a possibilidade de imprimir dispositivos físicos em lotes, sem a necessidade de calibrá-los individualmente e, principalmente, garantem a padronização da cor na fase de impressão.

Por fim, entre os modelos estudados, a impressora HP Office Jet Pro 8600 apresentou reprodutibilidade de cores superior em comparação com a HP Deskjet 2546 ($p < 0.0001$).

5.2 DURABILIDADE DO DISPOSITIVO FÍSICO

Devido a um problema de aquisição, três amostras foram descartadas do estudo ($n=98$). Foram consideradas as 51 medidas ($\Delta E'$ e ΔE^*) da impressora HP Office Jet Pro 8600 e 47 da impressora HP Deskjet 2546. Os dados de estabilidade de cor segundo o $\Delta E'$ e os *Boxplots* das medidas ΔE^* para cada uma das impressoras estão no Gráfico 5.2.

Gráfico 5.2 - Estabilidade de cor após treze meses dos segmentos obtidos por duas impressoras, segundo o CIEDE2000

Fonte: a autora.

O gráfico 5.3 mostra os *Boxplots* com os dados da durabilidade das cores segundo o $\Delta E'$ e ΔE^* .

Gráfico 5.3 – *Boxplots* tipo fenda (*notched*) das medidas $\Delta E'$ e ΔE^* de durabilidade para as duas impressoras

$\Delta E'$ – diferença de cores pela métrica CIEDE 2000. ΔE^* – diferença de cores pela métrica CIELAB 1976. • - outliers.

Fonte: a autora.

A seguir, as Tabelas 5.23 e 5.24 apresentam os dados estatísticos segundo o modelo linear misto para o $\Delta E'$.

Tabela 5.23 - Resultado do modelo linear misto (efeitos fixos) ajustado para $\Delta E'$ e intervalo de confiança de 95% para as médias estimadas

	Estimativa	Erro Padrão	valor t	IC inf	IC sup
HP Office Jet Pro 8600	1.071	0.098	10.970	0.875	1.267
HP Deskjet 2546	1.343	0.098	13.710	1.146	1.540

IC - intervalo de confiança (95%).

Fonte: a autora.

Tabela 5.24 - Teste de diferença das médias de $\Delta E'$ entre as impressoras

Estatística	Estimativa	Erro padrão	valor z	valor-p
média $\Delta E'_x$ – média $\Delta E'_y$	-0.272	0.035	-7.879	< 0.0001*

$\Delta E'$ – diferença de cores pela métrica CIEDE 2000. x - HP Deskjet 2546. y - HP Office Jet Pro 8600. * - diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).

Fonte: a autora.

Na Tabela 5.25 temos o teste cuja hipótese nula é de que a média de $\Delta E'$ $\leq$ 0,7. Para as duas impressoras rejeitamos a hipótese nula, ou seja, ambas as médias de $\Delta E'$ são significativamente maiores que 0,7.

Tabela 5.25 - Teste das médias de $\Delta E'$ para as impressoras, se são significativamente menores ou iguais a 0,7.

Hipótese	Estimativa	Erro padrão	valor z	valor-p
média $\Delta E'_y \leq 0.7$	1.071	0.098	3.799	0.0001*
média $\Delta E'_y \leq 0.7$	1.343	0.098	6.566	< 0.0001*

$\Delta E'$ – diferença de cores pela métrica CIEDE 2000. y - HP Office Jet Pro 8600. x - HP Deskjet 2546. * - diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).
Fonte: a autora.

Em seguida, as Tabelas 5.26 e 5.27 apresentam os dados estatísticos segundo o modelo linear misto para o ΔE^* .

Tabela 5.26 - Resultado do modelo linear misto (efeitos fixos) ajustado para ΔE^* e intervalo de confiança de 95% para as médias estimadas.

	Estimativa	Erro Padrão	valor t	IC inf	IC sup
HP Office Jet Pro 8600	1.207	0.097	12.460	1.013	1.402
HP Deskjet 2546	1.372	0.097	14.120	1.177	1.567

IC - intervalo de confiança (95%).

Fonte: a autora.

Tabela 5.27 - Teste de diferença das médias de ΔE^* entre as impressoras.

Estatística	Estimativa	Erro padrão	valor z	valor-p
média ΔE^*_c – média ΔE^*_b	-0.165	0.032	-5.157	< 0.0001*

ΔE^* – diferença de cores pela métrica CIELAB 1976. b - HP Office Jet Pro 8600. c - HP Deskjet 2546. * - diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).
Fonte: a autora.

Na Tabela 5.28 temos o teste cuja hipótese nula é de que a média de $\Delta E^* \leq$ 1,1. Rejeitamos a hipótese para a média de delta da HP Deskjet 2546 (valor-p = 0,0036), ou seja, para essa impressora a média é significativamente maior que 1,1. Para a HP Office Jet Pro 8600 não rejeitamos a hipótese (valor-p = 0,1620).

Tabela 5.28 - Teste das médias de ΔE^* para as impressoras, se são significativamente menores ou iguais a 1.1.

	Estimativa	Erro padrão	valor z	valor-p
média $\Delta E^*_b \leq 1.1$	1.207	0.097	1.109	0.1620
média $\Delta E^*_c \leq 1.1$	1.372	0.097	2.801	0.0036*

ΔE^* – diferença de cores pela métrica CIELAB 1976. b - HP Office Jet Pro 8600. c - HP Deskjet 2546. * - diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).

Fonte: a autora.

Comparando as médias dos deltas obtidas em diferentes impressoras, houve diferença significativa para as duas métricas, segundo teste t (valor-p < 0,05). Sendo a HP Office Jet Pro 8600 com maior estabilidade de cores.

5.3 FORMULAÇÃO DE CORES

5.3.1 Determinação dos coeficientes de absorção e espelhamento

As Tabelas 5.29 e 5.30 mostram os valores de Lab das amostras opacas (D65/10°), acompanhadas de seus gráficos com valores espectrais (Gráficos 5.4 e 5.5).

Tabela 5.29 - Características das amostras opacas dos pigmentos e silicone na métrica Lab

	L	a	b
Branco	96,77	-0,70	1,17
Pele	73,43	17,00	20,73
Amarelo	61,49	-10,08	57,15
Vermelho	37,84	47,16	26,94
Verde	33,38	-26,18	-2,88
Sangue	31,77	18,07	9,10
Marrom	29,77	9,90	9,42
Azul	24,42	4,83	-22,42
Preto	23,19	0,27	-0,90
Silicone	53,19	-1,86	-12,53

Fonte: a autora.

Tabela 5.30 - Características das amostras opacas das flocagens na métrica Lab

	L	a	b
Branco	81,82	-0,19	-1,73
Pele	47,50	-0,99	1,29
Ouro	42,75	-0,19	10,22
Laranja	40,65	20,57	19,95
Marrom claro	34,44	7,68	10,56
Havana	31,24	0,61	-4,71
Marrom escuro	30,58	7,72	3,34
Vermelho	30,56	21,03	2,91
Verde	29,70	-12,05	1,40
Preto	29,66	0,84	-0,09
Roxo	27,17	9,97	-3,01

Fonte: a autora.

Gráfico 5.4 - Dados espectrais das amostras opacas dos pigmento e silicone

Gráfico 5.5 - Dados espectrais das amostras das flocações

Os dados colorimétricos das amostras menores são apresentados nas tabelas abaixo seguidas dos gráficos com a distribuição espectral (Gráficos 5.6 e 5.7).

Tabela 5.31 - Características das amostras com dois milímetros de espessura. dos pigmentos na métrica Lab.

	L	a	b
Branco	95,70	-0,64	2,12
Pele	73,71	17,25	20,90
Amarelo	72,45	-2,20	75,39
Verde	42,40	-49,36	5,59
Vermelho	38,81	48,66	27,25
Sangue	32,44	20,16	10,26
Marrom	29,48	9,42	8,83
Azul	26,38	3,53	-26,15
Preto	23,56	0,25	-0,95
Silicone	75,11	-0,33	-1,44

Fonte: a autora.

Tabela 5.32 - Características das amostras com dois milímetros de espessura. das flocagens e silicone na métrica Lab.

	L	a	b
Branco	85,05	-0,39	2,23
Pele	66,64	1,36	13,68
Roxo	60,57	14,40	2,59
Laranja	53,21	33,89	39,64
Marrom claro	48,69	17,15	29,68
Havana	41,98	6,55	5,49
Marrom	40,61	21,43	17,40
Vermelho	38,79	42,47	15,09
Preto	34,49	5,24	6,10
Verde	33,79	-19,59	5,27

Fonte: a autora.

Gráfico 5.7 - Dados espectrais das amostras opacas das flocagens sobre fundo branco

Os Gráficos 5.8 a 5.11 apresentam os valores dos coeficientes de absorção em cada comprimento de onda agrupados por tipo (flocagem ou pigmento). Com o propósito de melhorar a visualização, evitando a sobreposição de muitos dados, foram criados dois gráficos para cada grupo.

Em seguida, os Gráficos 5.12 a 5.16 mostram os coeficientes de espalhamento. Devido aos valores tipicamente elevados das amostras mais claras, estas foram alocadas em um gráfico específico a fim de facilitar a visualização.

Gráfico 5.8 - Coeficientes de absorção dos pigmentos em cada comprimento de onda (Parte 1)

Gráfico 5.9 - Coeficientes de absorção dos pigmentos em cada comprimento de onda (Parte 2)

Gráfico 5.10 - Coeficientes de absorção das flocagens em cada comprimento de onda (Parte 1)

Gráfico 5.11- Coeficientes de absorção do silicone e flocagens (Parte 2)

Gráfico 5.12- Coeficiente de espalhamento dos pigmentos

Gráfico 5.13- Coeficiente de espalhamento das amostras claras

Gráfico 5.14- Coeficiente de espalhamento do silicone e flocagens (Parte 1)

Gráfico 5.15- Coeficiente de espalhamento das focagens (Parte 2)

5.3.2 Algoritmo genético

As Tabelas 5.33, 5.34, 5.35 e 5.36 mostram algumas simulações obtidas pelo algoritmo em três espessuras diferentes e quatro tipos de fundos em relação às etnias. Para o ΔE^* mínimo foi inserido o valor da primeira formulação da tela de resultados e o ΔE^* máximo da última formulação sugerida. Sendo que cada uma foi obtida pela média entre três medidas. Os dados utilizados como cor alvo se referem à média encontrada nos estudos de Wang et al. (94) e Xiao et al. (95).

Tabela 5.33 - Exemplos de diferenças de cores obtidas nas formulações de cores do algoritmo genético. Foram utilizadas três espessuras diferentes sobre um fundo preto ideal

Fundo				2mm		3mm		4mm	
Preto ideal	L	a	b	ΔE^* min	ΔE^* máx	ΔE^* min	ΔE^* máx	ΔE^* min	ΔE^* máx
Caucasiano 1	61,23	2,48	10,58	4,71	4,84	4,06	4,54	3,07	4,02
Caucasiano 2	59,20	11,60	15,10	1,45	1,53	1,47	1,55	1,30	1,36
Chinês 1	59,62	2,55	12,00	3,77	4,03	3,87	4,10	3,77	4,33
Chinês 2	56,40	11,70	16,30	0,10	0,13	0,10	0,12	0,04	0,07
Curdo	56,10	11,30	16,40	0,20	0,25	0,07	0,09	0,26	0,37
Tailandês	56,80	11,60	17,70	1,15	1,31	0,80	1,11	1,31	1,34
Sul asiático	53,47	4,53	13,19	1,08	1,20	1,15	1,24	1,05	1,19
Negro	41,67	6,87	12,80	1,14	1,45	0,96	1,04	1,06	1,72
Média	-	-	-	1,70	1,84	1,56	1,72	1,48	1,80

ΔE^* min/ ΔE^* máx – Diferença de cor mínima e máxima pela métrica de diferença de cores do CIELAB 1976. mm – espessura do silicone em milímetros. L – luminosidade. a-eixo verde/vermelho da métrica CIELAB. b – eixo azul/amarelo da métrica CIELAB.

Fonte: a autora.

Tabela 5.34 - Exemplos de diferenças de cores obtidas nas formulações de cores do algoritmo genético. Foram utilizadas três espessuras diferentes sobre um fundo preto experimental

Fundo Preto				2mm		3mm		4mm	
	L	a	b	ΔE^* min	ΔE^* máx	ΔE^* min	ΔE^* máx	ΔE^* min	ΔE^* máx
Caucasiano 1	61,23	2,48	10,58	4,42	4,83	4,13	4,37	3,41	3,94
Caucasiano 2	59,20	11,60	15,10	1,44	1,60	1,39	1,51	1,37	1,48
Chinês 1	59,62	2,55	12,00	4,1	4,47	4,28	4,57	4,18	4,45
Chinês 2	56,40	11,70	16,30	0,05	0,08	0,08	0,16	0,13	0,23
Curdo	56,10	11,30	16,40	0,19	0,05	0,23	0,17	0,18	0,22
Tailandês	56,80	11,60	17,70	1,04	1,25	0,99	1,13	0,40	0,44
Sul asiático	53,47	4,53	13,19	1,30	1,37	1,18	1,32	1,19	1,54
Negro	41,67	6,87	12,80	1,63	1,70	1,11	1,35	1,28	1,52
Média	-	-	-	1,77	1,92	1,67	1,82	1,52	1,73

ΔE^* min/ ΔE^* máx – Diferença de cor mínima e máxima pela métrica de diferença de cores do CIELAB 1976. mm – espessura do silicone em milímetros. L – luminosidade. a - eixo verde/vermelho da métrica CIELAB. b – eixo azul/amarelo da métrica CIELAB.

Fonte: a autora.

Tabela 5.35 - Exemplos de diferenças de cores obtidas nas formulações de cores do algoritmo genético. Foram utilizadas três espessuras diferentes sobre um fundo branco experimental

Fundo Preto branco				2mm		3mm		4mm	
	L	a	b	ΔE^* min	ΔE^* máx	ΔE^* min	ΔE^* máx	ΔE^* min	ΔE^* máx
Caucasiano 1	61,23	2,48	10,58	1,31	1,37	1,29	1,47	1,18	1,53
Caucasiano 2	59,20	11,60	15,10	0,12	0,17	0,18	0,49	0,14	0,21
Chinês 1	59,62	2,55	12,00	1,37	1,55	3,46	3,85	3,82	4,02
Chinês 2	56,40	11,70	16,30	0,14	0,20	0,04	0,06	0,12	0,18
Curdo	56,10	11,30	16,40	0,31	0,40	0,23	0,31	0,11	0,13
Tailandês	56,80	11,60	17,70	1,06	1,12	1,30	1,40	0,94	1,14
Sul asiático	53,47	4,53	13,19	0,98	1,20	1,35	1,40	1,00	1,20
Negro	41,67	6,87	12,80	1,14	1,41	1,18	1,24	1,28	1,44
Média	-	-	-	0,80	0,93	1,13	1,28	1,07	1,23

ΔE^* min/ ΔE^* máx – Diferença de cor mínima e máxima pela métrica de diferença de cores do CIELAB 1976. mm – espessura do silicone em milímetros. L – luminosidade. a-eixo verde/vermelho da métrica CIELAB. b – eixo azul/amarelo da métrica CIELAB.

Fonte: a autora.

Tabela 5.36 - Exemplos de diferenças de cores obtidas nas formulações de cores do algoritmo genético. Foram utilizadas três espessuras diferentes sobre um fundo pele clara experimental

Fundo				2mm		3mm		4mm	
Pele clara	L	a	b	ΔE^* min	ΔE^* máx	ΔE^* min	ΔE^* máx	ΔE^* min	ΔE^* máx
Caucasiano 1	61,23	2,48	10,58	3,26	3,51	2,14	3,28	3,14	3,41
Caucasiano 2	59,20	11,60	15,10	0,47	0,54	0,32	0,41	0,28	0,39
Chinês 1	59,62	2,55	12,00	3,56	4,25	4,00	4,36	3,78	4,05
Chinês 2	56,40	11,70	16,30	0,09	0,10	0,09	0,18	0,05	0,07
Curdo	56,10	11,30	16,40	0,09	0,39	0,25	0,33	0,39	0,46
Tailandês	56,80	11,60	17,70	0,28	0,54	0,66	0,96	0,69	0,89
Sul asiático	53,47	4,53	13,19	1,01	1,16	1,32	1,49	0,04	0,09
Negro	41,67	6,87	12,80	1,37	1,57	0,75	1,15	1,40	1,53
Média	-	-	-	1,27	1,51	1,19	1,52	1,22	1,36

ΔE^* min/ ΔE^* máx – Diferença de cor mínima e máxima pela métrica de diferença de cores do CIELAB 1976. mm – espessura do silicone em milímetros. L – luminosidade. a - eixo verde/vermelho da métrica CIELAB. b – eixo azul/amarelo da métrica CIELAB.

Fonte: a autora.

Na sequência, a Tabela 5.37 mostra as médias dos ΔE^* obtidos em relação aos tipos de fundo e a Tabela 5.38 mostra os resultados do teste t, apontando diferença superior da média da amostral em relação ao limiar de percepção visual ($p < 0,0001$).

Todos os limites superiores dos intervalos de confiança estão abaixo dos limiares de aceitação clínica ($\Delta E^* \leq 3$).

Tabela 5.37 - Média de diferenças de cores pela métrica do CIELAB 1976 em relação aos tipos de fundos estudados

	Mínimo	Máximo	Média	DP	Erro	IC inferior	IC superior
Preto ideal	0,04	4,84	1,68	1,49	0,53	1,15	2,22
Preto	0,05	4,83	1,74	1,55	0,56	1,18	2,29
Branco	0,04	4,02	1,07	0,97	0,35	0,73	1,42
Pele	0,04	4,36	1,34	1,38	0,49	0,85	1,84
Todos	0,04	4,84	1,46	1,32	0,10	1,26	1,65

DP – desvio padrão. IC- Intervalo de confiança (95%).

Fonte: a autora.

Tabela 5.38 - Teste t da média de diferenças de cores pela métrica do CIELAB 1976 (ΔE^*) em relação ao limiar de percepção do olho humano ($\Delta E^* \leq 1,1$).

	n	Média	Erro	valor t	valor-p	Poder (0.05)	IC inferior	IC superior
Ensaios	192	1,46	0,10	3,58	< 0,0001	0,97	1,26	1,65

n- tamanho amostral. IC- Intervalo de confiança (95%).

Fonte: a autora.

5.3.3 Aplicativo para Android

A seguir, as capturas de tela das Figuras 5.1, 5.2 e 5.3 mostram sua interface e a sequência do uso do aplicativo desenvolvido pelo estudo.

Figura 5.1 - Interface do aplicativo de formulação de cores para Android (esquerda). Ao clicar na aba "Fundo", o usuário pode escolher entre as quatro opções disponíveis (direita).

Fonte: a autora.

Figura 5.2 - Seleção da imagem calibrada (esquerda) e região de interesse (direita).

Fonte: a autora. e LEB-USP

Figura 5.3 - Preenchimento automático do Lab médio da regiselecionada (esquerda) e tela de resultados exibindo as formulações (direita).

Fonte: a autora.

O aplicativo está disponível gratuitamente na plataforma GitHub (endereço: t.ly/vPiQ).

A escolha deste site se deveu à gratuidade na hospedagem e download, além da possibilidade de outros pesquisadores interessados colaborarem com seu aprimoramento.

6 DISCUSSÃO

Apesar da necessidade de um sistema acessível capaz de gerar formulação de cores para a sua reprodução em próteses faciais, não há relato na literatura em relação a este tema até o momento. Por esse motivo, este trabalho encontrou dificuldades em estabelecer parâmetros de comparação na análise dos dados.

Este estudo buscou soluções portáteis, de baixo custo e acessíveis considerando sua aplicação dentro do contexto atual brasileiro. Entre os benefícios estão a redução do tempo clínico e de equívocos na reprodução da cor, comparado ao método convencional, implicando na redução do desperdício de materiais e do tempo de ambulatório.

Outra inovação aventada por esta metodologia, se utilizada em conjunto com o escaneamento e prototipagem 3D, é a confecção da prótese facial à distância. Apesar de estas tecnologias comprometerem a acessibilidade atualmente, elas possuem um grande potencial de desenvolvimento no médio prazo, motivado pelo seu crescente interesse financeiro, podendo se tornar um bem de consumo acessível. Considerando a escassez de clínicas especializadas e a extensão do território nacional, este procedimento traria diversos benefícios aos pacientes, além da redução dos gastos públicos. Mais recentemente, os problemas causados na mobilidade da população, devido à pandemia da COVID-19 ocasionada pela transmissão do novo coronavírus (SARS-CoV-2), desafiam as mais diversas áreas a desenvolverem métodos para se adaptarem às medidas protetivas. Diversas estratégias criadas neste contexto serão incorporadas ao cotidiano, enquanto outras devem servir de suporte caso situações semelhantes se repitam no futuro.

6.1 CALIBRAÇÃO DE CORES

Em relação aos resultados obtidos com o algoritmo 3D-TPS, notou-se que em imagens com sombras, as correções não alcançavam patamares satisfatórios. Por enquanto, para uma boa execução do processo de calibração, recomenda-se a

fotografia com uma iluminação uniforme (ou execução da etapa de correção de iluminação caso seja observada a variação) e sem regiões de sombra.

Futuramente seria recomendável realizar um estudo que aferisse diversas regiões da face, de preferência utilizando um instrumento sem contato, a fim de se obter um padrão de suas curvas espectrais. Dessa forma, seria possível comparar os resultados da calibração com uma amostra maior e também seria possível utilizar os dados no algoritmo para estimar a curva espectral do fundo (a partir da etnia e região) e utilizar no aplicativo de formulação de cores. Além disso, considerando os resultados obtidos, seria possível aprimorar o dispositivo físico inserindo cores baseadas nos resultados.

Por fim, a aquisição de uma imagem adequada para calibração se tornará mais simples com o passar do tempo, devido ao grande interesse comercial relacionado aos smartphones. Entre as melhorias podemos apontar a maior sensibilidade do sensor óptico, a qualidade do pós-processamento da imagem e o aumento do número de câmeras, que aumenta a captação da luz e ajuda na focalização, trazendo alguns benefícios de uma câmera profissional sem prejudicar a portabilidade. Cabe destacar, que a adição de câmeras por si só não garante imagens superiores, pois existem modelos com mais câmeras e qualidade inferior a outros com menos. Isso se deve principalmente à performance do pós-processamento. Porém, o acréscimo de câmeras no aparelho possibilita manter o foco em objetos com distâncias diferentes da lente, que é vantajoso para a aplicação neste estudo. Mais uma vez, o pós-processamento irá determinar se irá alterar o foco de um dos planos que, por gerar uma imagem mais natural, é desejável para a maioria dos consumidores de smartphones nos dias de hoje.

6.2 ANÁLISE DOS DADOS

Como comentado na revisão de literatura, as diferenças entre observadores (23,26,27,30) somadas à carência de um espaço de cores homogêneo (38) impossibilitam uma análise puramente matemática. Este tema, acerca da correlação entre a significância estatística e a percepção visual ou a aceitação clínica, fez com

que Paravina et al. (40) considerassem ambos os métodos para interpretação de seu estudo.

Neste trabalho foram considerados os limiares de percepção em conjunto com a estatística para estabelecer a viabilidade da formulação de cores e reprodutibilidade e a durabilidade do dispositivo físico. A escolha deste limiar se deveu ao fato de o processo apresentar três etapas que podem alterar a reprodução de cores (aquisição da imagem, formulação e reprodução de cores), portanto, os erros devem se manter no menor patamar possível para que não se acumulem, prejudicando o resultado final.

Por esse motivo, o limiar de aceitabilidade clínica não foi utilizado nestas etapas, pois seria aplicável ao processo como um todo, ou seja, do valor alvo até a reprodução de cores. Ainda assim, pode-se lançar mão da coloração extrínseca para realizar alguns ajustes de cores e detalhes ao final do processo, apesar da pouca estabilidade e necessidade recorrente de retoques.

Apesar de Paravina et al. (40) ter fornecido limiares diferentes para tons claros e escuros, não há uma forma de se determinar quais seriam os limites dos atributos para diferenciá-los, portanto foram adotados os valores referentes aos tons claros, que são inferiores.

6.3 REPRODUTIBILIDADE DO DISPOSITIVO FÍSICO

A análise descritiva pormenorizada dos atributos de cores de cada segmento impresso possibilitou visualizar tanto as diferenças entre as impressoras como os mesmos segmentos obtidos pela mesma impressora. No futuro, essas informações podem auxiliar nas modificações do dispositivo físico abrangendo os atributos dos tons de pele humana, em suas variações étnicas e de diferentes regiões da pele, levando em conta as variações das impressoras que, como podemos notar, apresentaram grandes diferenças em relação à cor. Contudo, como foi demonstrado, a baixa variação de um mesmo segmento para uma mesma impressora possibilita implementar essas mudanças de seus atributos, caso necessário, buscando melhorar a calibração do algoritmo.

A análise de diferença de cores entre os mesmos segmentos foi calculada, neste trabalho, pela média entre as diferenças de cores entre eles segundo o modelo linear misto. Apesar do cálculo em relação a uma média dos atributos Lab, descrita por Berns (99), ser mais popular no meio acadêmico, ele não foi aplicado, pois segundo Nadal et al. (100) este método possui um viés otimista. Além disso, como o objetivo deste estudo era avaliar a consistência das impressões, adotou-se uma forma mais conservadora, visto que, a distância euclidiana no espaço de cores é menor seguindo a metodologia de Berns (99), por considerar a diferença de cores em relação a uma média e não entre todas as amostras. Sendo assim, avaliou-se a possibilidade de realizar a medição de apenas um dispositivo físico e calibrar o lote por este valor, sem a necessidade de medi-los individualmente ou a partir de uma média.

Ao final, segundo a análise estatística baseada nos limiares de percepção visual humana, ambas as impressoras se mostraram fidelidade de cores e condições satisfatórias para a impressão de dispositivos físicos em lotes. Sendo a HP OfficeJet 8600 com desempenho superior.

6.4 DURABILIDADE DO DISPOSITIVO FÍSICO

Apenas a média em relação à métrica ΔE^* da impressora HP OfficeJet 8600 não apresentou limiares superiores ao nível de percepção.

Sendo assim, a partir dos dados obtidos neste estudo, é aconselhada a recalibração do dispositivo físico após treze meses.

Esta variação de cores acima do limiar perceptivo pode estar ligada à degradação do papel utilizado nas impressões, como podemos observar a maior variação de cor de seu segmento (Q) ao longo do tempo, sugerindo sua troca em trabalhos futuros.

Como já citado, o processo de reprodução de cores é cumulativo, portanto, os limiares de aprovação desta fase poderiam ser revistos, dependendo da variação de cores somadas das duas etapas posteriores.

6.5 COEFICIENTES DE ESPALHAMENTO E ABSORÇÃO

Uma etapa crucial para determinar a formulação de cores, é a extração dos coeficientes de espalhamento e absorção dos possíveis componentes da mistura.

Apesar dos cuidados em seguir os métodos descritos na literatura (48), alguns pigmentos e flocagens apresentaram inconsistência nos dados de refletância em certos comprimentos de onda e foram desconsiderados da formulação de cores pelo algoritmo genético. Ao todo, foram 5 pigmentos (amarelo, verde, marrom, sangue e branco) e 3 flocagens (preto, branco e marrom escuro) excluídos.

Isso se deveu aos valores similares de refletância de amostras opacas em relação às mensuradas sobre o fundo branco. Entre as hipóteses para este fenômeno estão:

1. Acúmulo da solução de sacarose nas interfaces entre amostra e fundo branco e/ou fundo branco e porta amostra devido às superfícies rugosas entre elas, reduzindo o contato com o fundo branco e, portanto, a refletância.
2. Afastamento destas interfaces durante o contato com o espectrofotômetro.
3. Concentração elevada de pigmentos ou flocagens que possuem alto poder de tingimento, conferindo opacidade em amostras de 2mm (101).

Uma tentativa de solucionar os problemas 1 e 2 seria a confecção das amostras com as interfaces lisas para aumentar a superfície de contato e dificultar seu afastamento e interposição de solução de sacarose. Apesar da pequena interferência entre o distanciamento entre fundo branco e porta amostra em relação aos outros possíveis problemas citados, ela poderia ser eliminada com a utilização de uma amostra com espessura maior.

Para o problema número 3, poderia ser estudado empregar concentrações menores de pigmentos e flocagens que possuem maior capacidade de tingimento.

O modelo de Kubelka-Munk com as correções utilizadas neste estudo é o método mais acurado para esta aplicação até o momento, porém existem alguns

trabalhos que atingiram resultados superiores em outras aplicações (102–104) utilizando o fator de anisotropia que, basicamente, corrige os coeficientes de espalhamento levando em consideração as características heterogêneas do material estudado.

6.6 ALGORITMO GENÉTICO E APLICATIVO PARA ANDROID

A escolha do desenvolvimento para Android se deveu à quantidade de smartphones que utilizam este sistema, que supera em número os outros sistemas operacionais somados, o que corrobora a acessibilidade do aplicativo.

Observando os valores médios de diferença de cor (ΔE^*) obtidos dentro dos valores testados, o algoritmo se mostrou eficaz em gerar formulações abaixo dos limites de aceitação clínica, sendo os melhores resultados obtidos sobre o fundo branco.

Ao final, durante as simulações foi obtido o ΔE^* médio = 1,46. ΔE^* mínimo = 0,04. e ΔE^* máximo = 4,84. Sendo o ΔE^* médio abaixo do limiar de aceitação clínica e um pouco superior ao limiar de percepção.

Os valores do grupo caucasiano 1 e chinês 1 elevaram consideravelmente a média total dos testes, que estariam abaixo do limiar de percepção caso estes dois grupos fossem excluídos. Em comparação com os outros grupos percebemos um valor de luminosidade maior que os demais, que pode ter sofrido maior interferência dos fundos escuros na composição de seus tons mais claros.

Curiosamente, Troppmann et al. (82) obtiveram resultados superiores com caucasianos (ΔE^* médio = 2,9. ΔE^* mínimo = 2,25. ΔE^* máximo = 3,33) em relação ao estudo com afro-canadenses de Coward et al. (84) (ΔE^* médio = 4,48. ΔE^* mínimo = 1,49. ΔE^* máximo = 8,82), porém, eles utilizaram amostras espessas (5 milímetros) e não consideraram a interferência do fundo na composição das cores.

Outro fator que chama a atenção é a diferença entre os eixos a e b dos mesmos grupos étnicos entre os estudos utilizados nos testes deste trabalho (91, 92). Isso se deveu ao fato do estudo de Wang et al.(94) obter a média a partir de diferentes regiões do corpo, enquanto os dados de Xiao et al. (95) se referem à média da pele sobre a glabella. Apesar dos dados deste último estudo estarem mais

alinhados ao escopo desta tese, eles não abrangem diversas etnias e, pela escassez de dados na literatura, o trabalho de Wang et al. foi considerado para as análises.

Embora os resultados desta fase do estudo apresentem a média dos dados abaixo do limiar de aceitação, sendo mais próximos aos limiares de percepção, ainda é necessário que todo o processo passe pela fase experimental de reprodução de cores, visto que a teoria de Kubelka-Munk, mesmo com suas correções, ainda apresenta algumas distorções como citadas anteriormente.

Por fim, o algoritmo se mostrou apropriado para uso em smartphones, além de permitir a inclusão de variáveis como a espessura do silicone, massa da prótese, fundo e escolha da região de uma foto calibrada que, em conjunto, facilitam sua aplicação na clínica. Entre as possíveis futuras melhorias, podemos citar a inclusão de uma nota para a estabilidade de cor, translucidez e custo estimado, de acordo com as proporções dos pigmentos e flocagens utilizados nas formulações.

6.7 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Entre as limitações do estudo pode-se citar a quantidade de modelos de impressora utilizadas e de pigmentos e flocagens testados que, apesar da variabilidade de cor, não tiveram representação de diferentes marcas comerciais. Além disso, não foram incluídos os pigmentos minerais neste estudo devido à dificuldade em achar uma marca que fosse amplamente comercializada em território nacional.

Uma análise mais abrangente da formulação de cores, obtidas pelo algoritmo genético, foi prejudicada pela pequena quantidade de atributos de tons de pele encontrados na literatura. Apesar dos resultados promissores, as formulações das cores mais claras sobre fundos escuros deverão concentrar mais esforços no futuro.

Os limiares utilizados para avaliar a eficácia da metodologia ainda são motivo de muito debate, porque além da ausência de um espaço de cor homogêneo, ainda temos a variação subjetiva. Outro fato que prejudica a correlação dos dados objetivos e subjetivos, como apontado por Troppmann et al. (82) e Seelaus et al.

(84), é o nível de translucidez do silicone. Ao final, um limiar pode ser considerado adequado clinicamente, porém, caso o paciente e/ou alguém de seu círculo social não esteja satisfeito, ele pode não representar as suas necessidades. Isso vale para uma situação oposta. Sendo assim, é essencial observar esses critérios com cautela e, principalmente, avaliar e trabalhar as expectativas do paciente e de seus familiares ao longo do tratamento.

Como já citado, todas as etapas do processo de reprodução de cores deveriam ser avaliadas como um todo, a fim de atestar a eficácia da metodologia proposta. Ainda assim, as etapas de calibração da imagem e formulação de cores apresentaram dados otimistas.

Quanto ao algoritmo, mesmo utilizando o iluminante D65 como padrão que é a principal referência em colorimetria, seria interessante considerar mais fontes de luz, como a incandescente e a fluorescente, com o intuito de reduzir o metamerismo.

Por fim, seria importante considerar a disponibilidade para outros sistemas operacionais, como o iOS, para ampliar a acessibilidade do aplicativo.

7 CONCLUSÃO

O desenvolvimento do método descrito foi capaz de identificar e gerar formulações de cores da pele do paciente a partir de imagens não calibradas para silicone de grau médico com vistas à reabilitação protética facial.

A partir deste estudo, busca-se reduzir o tempo ambulatorial e o desperdício de materiais utilizando tecnologias acessíveis e de baixo custo.

REFERÊNCIAS¹

1. Amaro TA, Belfort R, Erwenne CM. Estudo psicológico de pacientes enucleados por trauma ou tumor ocular em uso de prótese. *Acta oncol bras*. 2000;20(4):138–42.
2. Do Socorro M, Cardoso O, Germana P, De Araújo M, Jorge A, Maria S, et al. Implicações psicossociais em pacientes com perda do globo ocular Psychosocial implications for patients with loss of the eyeball. *Rev Cir Traumatol* [Internet]. 2007 [citado 4 de dez. 2017];7(1):79–84. Disponível em: <https://goo.gl/QvueqC>
3. Saboia ACL. Prótese facial. In: *Reabilitação protética craniomaxilofacial*. São Paulo: Santos; 2013. p. 107–18.
4. Do Socorro M, Cardoso O, Helena E, De Souza A, Jorge A, Santos Lobo J, et al. Importância da reabilitação protética nasal: relato de caso. *Rev Cir Traumatol Buco-Maxilo-Fac* [Internet]. 2006 [citado 4 de dez. 2017];6(1):43–6. Disponível em: <https://goo.gl/9521QZ>
5. Chang T-L, Garrett N, Roumanas E, Beumer Iii J. Treatment satisfaction with facial prostheses. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2005 [citado 4 de dez. 2017];94(3):275–80. Disponível em: <https://goo.gl/ubA96U>. doi: 10.1016/j.prosdent.2005.06.002.
6. Wiens J, Wiens R, Taylor T. Psychological management of the maxillofacial prosthetic patient. *Clin Maxillofac prosthetics*. 2000;1–14. doi: 10.5123/S2176-62232010000300006.
7. Barbosa HHM de M, Santos ALM dos, Cruz RAP, Borge RGL, Rodrigues Neto T dos S. Perfil dos pacientes atendidos pelo programa Tratamento Fora de Domicílio no Município de Belém, Estado do Pará, Brasil. *Rev Pan-Amazônica Saúde* [Internet]. 2010 [citado 4 de dez. 2017];1(3):43–7. Disponível em: <https://goo.gl/gSgk5C>. doi: 10.5123/S2176-62232010000300006.
8. Scheffer M. Os planos de saúde nos tribunais: uma análise das ações judiciais movidas por clientes de planos de saúde, relacionadas à negação de coberturas assistenciais no Estado de São Paulo [Dissertação]. São Paulo Fac Med Univ São Paulo. 2006;

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

9. Cheah C-M, Chua C-K, Tan K-H, Teo C-K. Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 1: Design and fabrication of prosthesis replicas. *Int J Prosthodont*. 2003;16(4).
10. Jiao T, Zhang F, Huang X, Wang C. Design and fabrication of auricular prostheses by CAD/CAM system. *Int J Prosthodont*. 2004;17(4).
11. Chen LH, Tsutsumi S, Iizuka T. A CAD/CAM technique for fabricating facial prostheses: a preliminary report. *Int J Prosthodont* [Internet]. 1997 Set. [citado 4 de dez. 2017];10(5):467–72. Disponível em: <https://bit.ly/3iNKSmn>
12. Wu G, Zhou B, Bi Y, Zhao Y. Selective laser sintering technology for customized fabrication of facial prostheses. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2008 Jul [citado 4 de dez. 2017];100(1):56–60. Disponível em: <https://goo.gl/SZt3wb>. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60138-9.
13. Chee Kai C, Siaw Meng C, Sin Ching L, Seng Teik L, Chit Aung S. Facial prosthetic model fabrication using rapid prototyping tools. *Integr Manuf Syst* [Internet]. 2000 [citado 4 de dez. 2017];11(1):42–53. Disponível em: <https://goo.gl/h2KdGv>. . doi: 10.1016/S0022-3913(08)60138-9.
14. Tsuji M, Noguchi N, Ihara K, Yamashita Y, Shikimori M, Goto M. Fabrication of a Maxillofacial Prosthesis Using a Computer-Aided Design and Manufacturing System. *J Prosthodont* [Internet]. 2004 [citado 4 de dez. 2017];13(3):179–83. Disponível em: <https://goo.gl/ipVEPu> doi: 10.1111/j.1532-849X.2004.04029.x.
15. Ciocca L, Fantini M, Crescenzo F De, Persiani F, Scotti R. New protocol for construction of eyeglasses-supported provisional nasal prosthesis using CAD/CAM techniques. *J Rehabil Res Dev* [Internet]. 2010 [citado 4 de dez. 2017];47(7):595. Disponível em: <https://goo.gl/vYZTsu>. doi: 10.1682/JRRD.2009.11.0189.
16. Ciocca L, Scotti R. CAD-CAM generated ear cast by means of a laser scanner and rapid prototyping machine. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2004 Dez [citado 4 de dez. 2017];92(6):591–5. Disponível em: <https://goo.gl/S67cLU>
17. 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. doi: 10.1007/s10856-007-3027-4.

18. Nikawa H, Chen J, Hamada T, Nishimura M, Polyzois G. *Candida albicans* colonization on thermal cycled maxillofacial polymeric materials in vitro. *J Oral Rehabil.* 2001;28(6):526–33. doi: 10.1046/j.1365-2842.2001.00685.x.

19. Visser A, Raghoobar GM, van Oort RP, Vissink A. Fate of implant-retained craniofacial prostheses: life span and aftercare. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(1).

20. Ridolfi LFGGM. *Construção de Espaços de Cor Euclidianos e Perceptualmente Uniformes com base na fórmula CIEDE2000 [Tese].* Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro; 2012.

21. Harris DA. *Análise Química Quantitativa.* 7o ed. Rio de Janeiro: LCT; 2008. 886 p.

22. Judd DB, MacAdam DL, Wyszecki G, Budde HW, Condit HR, Henderson ST, et al. Spectral Distribution of Typical Daylight as a Function of Correlated Color Temperature. *J Opt Soc Am [Internet].* 1964;54(8):1031–40. Disponível em: <https://bit.ly/3kBiCFf>. doi: 10.1364/JOSA.54.001031.

23. Planck M. *The Theory of Radiation.* Blakiston's Son; 1914.

24. Fairchild MD. *Color appearance models [Internet].* 3o ed. Fairchild MD, organizador. Wiley; 2013 [E-book] [citado 4 de dez. 2017]. Disponível em: <https://goo.gl/7sgDDu>

25. Bueno M. A Cor e a Visão Humana. *J Clin Dent Res [Internet].* 2010 [citado 4 de dez. 2017];7(1):37–41. Disponível em: <https://bit.ly/3anHFqu>

26. Wyszecki G, Stiles WS. *Color Science: Concepts and Methods, Quantitative Data and Formulae.* [Internet]. 2nd ed. Nova York: John Wiley and Sons; 1982 [citado 4 de dez. 2017]. 935 p. Disponível em: <https://goo.gl/zzPgCD>

27. Stiles WS, Burch JM. *NPL colour-matching investigation: final report (1958).* *Opt Acta Int J Opt.* 1959;6(1):1–26. doi: 10.1080/713826267.

28. Judd D. Committee W-1.3. 1.-Colorimetry. *Proc CIE Sess Bruxelles.* 1959;

29. Culpepper WD. A comparative study of shade-matching procedures. *J Prosthet Dent*. 1970;24(2):166–73. doi: 10.1016/0022-3913(70)90140-X.
30. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*. 1998;80(6):642–8. doi: 10.1016/S0022-3913(98)70049-6.
31. Tsuchiya N, Koch C. Continuous flash suppression reduces negative afterimages. *Nat Neurosci*. 2005;8(8):1096–101. doi: 10.1038/nn1500.
32. Hunter RS, Harold RW. The measurement of appearance. 2^a ed. Nova York: John Wiley & Sons; 1987. 391 p.
33. Gozalo-Diaz DJ, Lindsey DT, Johnston WM. Measurement of color for craniofacial structures using a 45/0-degree optical configuration. *J Prosthet Dent*. 2007;97(1):45–53. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.10.013. doi: 10.1088/0031-9155/39/7/006.
34. Bolt RA, Bosch JJ ten, Coops JC. Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Phys Med Biol* [Internet]. 1994 [citado 4 de dez. 2017];39(7):1133–42. Disponível em: <https://goo.gl/kew6yF>
35. Hu X, Johnston WM, Seghi RR. Measuring the Color of Maxillofacial Prosthetic Material. *J Dent Res* [Internet]. 2010 [citado 4 de dez. 2017];89(12):1522–7. Disponível em: <https://goo.gl/MRjbPR>. doi: 10.1177/0022034510378012.
36. Baniya R. Study of various metrics evaluating color quality of light sources. Aalto University; 2015.
37. Fairchild MD. Color Order Systems. In: Kriss MA, organizador. Color appearance models. 2^a ed. West Sussex: John Wiley & Sons; 2013. p. 97–112.
38. Ridolfi LFGG. Construção de espaços de cor euclidianos e perceptualmente uniformes com base na fórmula CIEDE2000 [Tese]. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro; 2012.
39. Commission Internationale de L'Éclairage. CIE 103-1993: Technical collection. Viena; 1993. p. 68.

40. Paravina RD, Majkic G, del Mar Perez M, Kiat-amnuay S. Color Difference Thresholds of Maxillofacial Skin Replications. *J Prosthodont* [Internet]. 2009 out;18(7):618–25. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00465.x.
41. Kubelka P. New contributions to the optics of intensely light-scattering materials. Part I. *Josa*. 1948;38(5):448–57.
42. de Hulst HC. Multiple light scattering: tables, formulas, and applications. New York:Academic Press; 1980. 235p.
43. Schuster A. Radiation through a foggy atmosphere. *Astrophys J*. 1905;21:1.
44. Kubelka P. New contributions to the optics of intensely light-scattering materials. Part II: Nonhomogeneous layers. *JOSA*. 1954;44(4):330–5.
45. Karbasi A, Moradian S, Asiaban S. Computer Color Matching Procedures for Mass Colored Polypropylene. *Polym Plast Technol Eng*. 2008;47(10):1024–31. doi: 10.1080/03602550802355248.
46. Steagall Junior W. Contribuição para o estudo da influência da espessura, cor, opacidade e marca comercial das porcelanas feldspáticas na propagação da luz visível, através da Teoria de Kubelka Munk e suas implicações na odontologia, para os intervalos de comprimento d. Universidade de São Paulo; 2009.
47. Mudgett PS, Richards LW. Multiple Scattering Calculations for Technology. *Appl Opt*. julho de 1971;10(7):1485–502. doi: 10.1364/AO.10.001485.
48. Hu X, Gilbert A, Johnston WM. Interfacial corrections of maxillofacial elastomers for Kubelka – Munk theory using non-contact measurements Kubelka – Munk theory using non-contact measurements. *Dent Mater*. 2009 set;25(9):1163-8. doi: 10.1016/j.dental.2009.04.003.
49. Duntley SQ. The optical properties of diffusing materials. *JOSA*. 1942;32(2):61–70. doi: 10.1364/JOSA.32.000061.
50. Woolsey GD, Johnson WM, O'Brien WJ. Masking power of dental opaque porcelains. *J Dent Res*. 1984;63(6):936–9. doi: 10.1088/0959-5309/52/3/310.

51. Johnston WM. Improvement in accuracy of Kubelka-Munk theory for polymeric prosthetic materials. *J Dent Res.* 1991 abr;70:569.
52. Richmond JC. Relation of Emittance to Other Optical Properties. *J Res Natl Bur Stand Sect C Eng Instrum.* 1963;67C:217.
53. Duncan DR. The colour of pigment mixtures. *Proc Phys Soc.* 1940;52(3):390. doi: 10.1088/0959-5309/52/3/310.
54. Kuehni RG. Computer colorant formulation. Lanham: Free Press; 1975. 83p.
55. Völz HG. How spectra Depend on the Scattering and Absorption of Light (Phenomenological Theory). In: Völz HG, organizador. *Industrial Color Testing: Fundamentals and Techniques.* New York: VCH; 1995. p. 67–123.
56. Kandi SG, Tehran MA. Color recipe prediction by genetic algorithm. *Dye Pigment.* 2007;74(3):677–83. doi:10.1016/j.dyepig.2006.04.012.
57. Goldberg DE. *Genetic Algorithms in Search, Optimization & Machine Learning.* Maryland: Addison-Wesley; 1989. 412p.
58. Whitley D. A genetic algorithm tutorial. *Stat Comput.* 1994;4(2):65–85.
59. Fossum ER, Hondongwa DB. A review of the pinned photodiode for CCD and CMOS image sensors. *IEEE J Electron Devices Soc.* 2014 mai;2(3):33–43.
60. Shen L, Hagen JA, Papautsky I. Point-of-care colorimetric detection with a smartphone. *Lab Chip.* 2012;12(21):4240–3. doi: 10.1039/C2LC40741H.
61. Gómez-Robledo L, López-Ruiz N, Melgosa M, Palma AJ, Capitán-Vallvey LF, Sánchez-Marañón M. Using the mobile phone as Munsell soil-colour sensor: An experiment under controlled illumination conditions. *Comput Electron Agric.* 2013 nov;99:200–8. doi: 10.1021/ac5019205.
62. Lopez-Ruiz N, Curto VF, Erenas MM, Benito-Lopez F, Diamond D, Palma AJ, et al. Smartphone-based simultaneous pH and nitrite colorimetric determination for paper microfluidic devices. *Anal Chem.* 2014 ago;86(19):9554–62. doi: 10.1016/j.idairyj.2014.12.002.

63. Chun HJ, Park YM, Han YD, Jang YH, Yoon HC. based glucose biosensing system utilizing a smartphone as a signal reader. *BioChip J.* 2014;8(3):218–26. doi: 10.1007/s13206-014-8308-7.
64. Urapen R, Masawat P. Novel method for the determination of tetracycline antibiotics in bovine milk based on digital-image-based colorimetry. *Int Dairy J.* 2015;44:1–5.
65. Hossain MA, Canning J, Ast S, Rutledge PJ, Jamalipour A. Early warning smartphone diagnostics for water security and analysis using real-time pH mapping. *Photonic Sensors.* 2015 dez;5(4):289–97. doi: 10.1007/s13320-015-0256-x.
66. Cevenini L, Calabretta MM, Lopreside A, Tarantino G, Tassoni A, Ferri M, et al. Exploiting NanoLuc luciferase for smartphone-based bioluminescence cell biosensor for (anti)-inflammatory activity and toxicity. *Anal Bioanal Chem.* 2016 nov;408(30):8859–68. doi: 10.1007/s00216-016-0062-3.
67. Busch W, Schmidt S, Kühne R, Schulze T, Krauss M, Altenburger R. Micropollutants in European rivers: A mode of action survey to support the development of effect-based tools for water monitoring. *Environ Toxicol Chem.* 2016 jun;35(8):1887–99. doi: 10.1002/etc.3460.
68. Rigon JPG, Capuani S, Fernandes DM, Guimarães TM. A novel method for the estimation of soybean chlorophyll content using a smartphone and image analysis. *Photosynthetica.* 2016;54(4):559–66.
69. Calabria D, Caliceti C, Zangheri M, Mirasoli M, Simoni P, Roda A. Smartphone--based enzymatic biosensor for oral fluid L-lactate detection in one minute using confined multilayer paper reflectometry. *Biosens Bioelectron.* 2017 ago;94:124–30. doi: 10.1016/j.bios.2017.02.053.
70. Kostelnik A, Cegan A, Pohanka M. Acetylcholinesterase inhibitors assay using colorimetric pH sensitive strips and image analysis by a smartphone. *Int J Anal Chem.* 2017;2017.
71. Bourouis A, Zerdazi A, Feham M, Bouchachia A. M-health: skin disease analysis system using Smartphone's camera. *Procedia Comput Sci.* 2013;19:1116–20.

72. Wang L, Pedersen PC, Strong DM, Tulu B, Agu E, Ignatz R. Smartphone-based wound assessment system for patients with diabetes. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2014;62(2):477–88.
73. Tessaro YV, Furuie SS. Abordagem para melhorar e avaliar a qualidade de imagens em teledermatologia. In: *Anais [Internet]*. 2015. Disponível em: <http://www.sps.fee.unicamp.br/anais/vol02/anais.pdf%0A>
74. Kiranantawat K, Sitpahul N, Taeprasartsit P, Constantinides J, Kruavit A, Srimuninnimit V, et al. The first Smartphone application for microsurgery monitoring: SilpaRamanitor. *Plast Reconstr Surg.* 2014 jul;134(1):130–9. doi: 10.1097/PRS.0000000000000276.
75. Marguier J, Bhatti N, Baker H, Harville M, Süssstrunk S. Color correction of uncalibrated images for the classification of human skin color. In: *Color & Imaging Conference [Internet]*. Society for Imaging Science and Technology; 2007 [citado 4 dez. 2017]. p. 331–5. Disponível em: <https://goo.gl/Yy6eN8>
76. Gillman MB. Matching skin color in facial prosthesis via the spectrophotometer with special reference to dental restorations demanding color fidelity. *Dent Items Interest.* 1951;73(6):638.
77. Cantor R, Webber RL, Stroud L, Ryge G. Methods for evaluating prosthetic facial materials. *J Prosthet Dent.* 1969;21(3):324–32.
78. Koran A, Powers JM, Raptis CN, Yu R. Materials Science: Reflection Spectrophotometry of Facial Skin. *J Dent Res.* 1981;60(6):979–82.
79. Edwards EA, Duntley SQ. The pigments and color of living human skin. *Am J Anat.* 1939;65(1):1–33.
80. Lister T, Wright PA, Chappell PH. Optical properties of human skin. *J Biomed Opt.* 2012;17(9):90901.
81. Igarashi T, Nishino K, Nayar SK, others. The appearance of human skin: A survey. *Found Trends®in Comput Graph Vis.* 2007;3(1):1–95.
82. Troppmann RJ, Wolfaardt JF, Grace M, James AS. Spectrophotometry and formulation for coloring facial prosthetic silicone elastomer: a pilot clinical trial. *J Facial Somat Prosthet.* 1996;2:85–92.

83. Coward TJ, Seelaus R, Li SY. Computerized color formulation for African-Canadian people requiring facial prostheses: a pilot study. *J Prosthodont*. 2008;17(4):327–35.
84. Seelaus R, Coward TJ, Li S. Coloration of silicone prostheses: technology versus clinical perception. Is there a difference? Part 2, clinical evaluation of a pilot study. *J Prosthodont Implant Esthet Reconstr Dent*. 2011;20(1):67–73.
85. Nacher-Garcia C. An evaluation of advanced digital colour technology for colour matching maxillofacial prosthetics. University of Surrey (United Kingdom); 2014.
86. 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.
87. Pesch E, Domschek W, Drexel A. Learning in Automated Manufacturing: A Local Search Approach. Physica-Verlag; 1994.
88. Tessaro YV, Furuie SS. Metodologia para calibrar e restaurar imagens em dermatologia. In: XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. 2016.
89. Marguier J, Bhatti N, Baker H, Harville M, Süssstrunk S. Assessing human skin color from uncalibrated images. *Int J Imaging Syst Technol* [Internet]. 2007 jan[citado 4 de dez. 2017];17(3):143–51. Disponível em: <https://goo.gl/QcnnXL>
90. Xiao K, Wang M, Luo R, Li C, Wuergler S. Characterisation of skin spectra in a Caucasian and Oriental sample. In: IS&T International Symposium on Electronic Imaging. 2016. p. 1–4.
91. Tessaro YV. Calibração objetiva de cores para a confecção de próteses faciais[monografia]. São Paulo: Escola Politécnica da Universidade de São Paulo; 2019. p. 43.
92. Ross L, Russ JC. The image processing handbook. *Microsc Microanal*. 2011;17(5):843. doi: 10.1017/S1431927611012050.
93. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont*. 1995 jan;8(1):79-86.

94. Wang Y, Luo MR, Wang M, Xiao K, Pointer M. Spectrophotometric measurement of human skin colour. *Color Res Appl*. 2017 jul;42(6):764–74. . doi: 10.1002/col.22143.
95. Xiao K, Yates JM, Zardawi F, Sueeprasan S, Liao N, Gill L, et al. Characterising the variations in ethnic skin colours: a new calibrated data base for human skin. *Ski Res Technol*. 2017 fev;23(1):21–9. doi: 10.1111/srt.12295
96. Bates D, Maechler M, Bolker B, Walker S, Christensen RHB, Singmann H, et al. Package 'lme4': Linear Mixed-Effects Models using 'Eigen' and S4. 2021 abr. Disponível em: <http://cran.r-project.org/web/packages/lme4/lme4.pdf>.
97. Wickham H. *Elegant graphics for data analysis (ggplot2)*. New York: Springer-Verlag; 2009. 260p.
98. McCulloch CE, Searle SR, Neuhaus JM. *Generalized, linear, and mixed models*. NJ: Wiley. QA. New York: Hoboken; 2008.
99. Berns RS. Billmeyer and Saltzman's "Principles of Color Technology" 3rd edition, John Wiley & Sons. Inc, New York. 2000. 362p.
100. Nadal ME, Cameron Miller C, Fairman HS. Statistical methods for analyzing color difference distributions. *Color Res Appl*. 2011;36(3):160–8. doi: 10.1002/col.20622.
101. Choudhury AKR. Instrumental coloura1. Choudhury AKR. Instrumental colourant formulation. In: *Principles of colour and appearance measurement: visual measurement of colour, colour comparison and management*. Cambridge: Woodhead Publishing; 2014. p. 117–70.
102. El Sherif M, Bayoumi OA, Sokkar TZN. Prediction of absorbance from reflectance for an absorbing-scattering fabric. *Color Res Appl Endorsed by Inter-Society Color Counc Colour Gr (Great Britain), Can Soc Color Color Sci Assoc Japan, Dutch Soc Study Color Swedish Colour Cent Found Colour Soc*. 1997 dez;22(1):32–9. doi: 10.1002/(SICI)1520-6378(199702)22:1<32::AID-COL6>3.0.CO;2-5.
103. Sokkar TZN, El Sherif M, Bayoumi OA, Fouda IM. Color prediction of absorbing-scattering fibers dyed with a colorant mixture. *J Appl Polym Sci*. 1997 dez;63(9):1165–72. doi: 10.1002/(SICI)1097-4628(19970228)63:9<1165::AID-APP8>3.0.CO;2-F.

104. Spehl J, Wolker M, Kettler WH, Pelzl J. Application of backpropagation nets for color recipe prediction as a nonlinear approximation problem. In: Proceedings of IEEE International Conference on Neural Networks (ICNN'94). 1994. p. 3336–41.
105. Cakicier N, Erdinler E, Ulay G, Korkut S. The effect of protective dye layer applied with different thicknesses on the paper coated blockboard to the roughness and color characteristics. *Int J Phys Sci*. 2010;5:2143–9.