MARINA LEITE PIMENTEL

Reabilitação protética na região auricular: análise por elementos finitos de implantes maxilofaciais extraorais conexão hexágono externo e cone Morse, investigação da fotoestabilidade e caracterização espectroscópica de um elastômero maxilofacial modificado tipo A

São Paulo

2017

MARINA LEITE PIMENTEL

Reabilitação protética na região auricular: análise por elementos finitos de implantes maxilofaciais extraorais conexão hexágono externo e cone Morse, investigação da fotoestabilidade e caracterização espectroscópica de um elastômero maxilofacial modificado tipo A

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 Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Prótese Bucomaxilofacial

Orientador: Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias

São Paulo

2017

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

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

Pimentel, Marina Leite.

Reabilitação protética na região auricular: análise por elementos finitos de implantes maxilofaciais extraorais conexão hexágono externo e cone Morse, investigação da fotoestabilidade e caracterização espectroscópica de um elastômero maxilofacial modificado tipo A / Marina Leite Pimentel ; orientador Reinaldo Brito e Dias. -- São Paulo, 2017.

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

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

Versão corrigida

1. Implante de Prótese Maxilofacial. 2. Análise de elementos finitos. 3. Projeto do Implante Dentário-Pivô. 4. Espectroscopia de Luz próxima ao Infravermelho. 5. Silicones. 6. Corantes. I. Dias, Reinaldo Brito e. II. Título.

Pimentel ML. Reabilitação protética na região auricular: análise por elementos finitos de implantes extraorais maxilofaciais conexão hexágono externo e cone Morse, investigação de fotoestabilidade e caracterização espectroscópica de um elastômero maxilofacial tipo-A. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: 12 / 04 / 2017

Banca Examinadora

Prof(a).Dr(a). Reinaldo Brito e Dias

Instituição: FO-USP Julgamento: Aprovada

Prof(a).Dr(a). Larissa Driemeier

Instituição: EP-USP Julgamento: Aprovada

Prof(a).Dr(a). Margareth Torrecillas Lopez

Instituição: Externo Julgamento: Aprovada

Prof(a).Dr(a). Neide Pena Coto

Instituição: FO-USP Julgamento: Aprovada

Prof(a).Dr(a). Ricardo Cesar dos Reis

Instituição: Externo Julgamento: Aprovada

Aos meus pais.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias, agradeço a generosidade em acolher minhas idéias e minha maneira de trabalhar, a paciência e a disponibilidade em dividir comigo sua experiência obtida ao longo dos anos incríveis do desenvolvimento da Implantodontia Extraoral.

Ao Prof. Dr. Hugh James Byrne, agradeço a leveza, a serenidade, a atenção e à sua dedicação incansável. Obrigada pela troca de culturas: viver à irlandesa ou à brasileira tem em comum o bom coração, o otimismo, o bom humor e a alegria em desfrutar as coisas simples.

À Profa. Dra. Neide Pena Coto, agradeço o apoio, a atenção, a disponibilidade ilimitada, e ao seu exemplo de trabalho abnegado com alunos e pacientes.

Obrigada por embarcarem em minha aventura e espero tê-los aquecido com a mesma alegria que senti em cada quilômetro deste percurso.

“Ensinar a pesquisar:
essa é uma das grandes alegrias do professor,
somente comparável à do pai que vê o filho partindo sozinho
como pássaro jovem que, pela primeira vez,
se lança sobre o vazio com suas próprias asas.

O professor vê o discípulo partindo para o desconhecido,
para voltar com os mapas que ele mesmo irá fazer,
de um mar onde ninguém mais esteve.

É isso que deve ser uma pesquisa e uma tese:
uma aventura por um mar que ninguém mais conhece.”

Rubem Alves

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Aos meu pais, Maria Conceição Santiago Leite Pimentel e José Ricardo de Oliveira Pimentel, obrigada pelo amor incondicional, apoio incomensurável e ensinamentos recebidos.

Aos meus irmãos Laís Leite Pimentel, Guilherme Leite Pimentel e Darya Krasilnikov, obrigada por serem fontes de criatividade, alegria e apoio em todos os momentos.

Aos meus avós e professores, meus queridos mestres, Alfredo Manoel da Silva Freire Pimentel e Ancila Dei de Oliveira Pimentel, Maria Ivone Santiago Leite e Gerardo Majela Leite.

À minha bisavó Olivia Esteves de Oliveira, como sou grata pela convivência com você.

Aos meus tios Eudóxia Maria Santiago Leite, Everardo Santiago Leite, Fátima Barbizan Santiago Leite e Ana Cristina Pimentel Bertasso, obrigada por compartilharem sua alegria e sabedoria.

AGRADECIMENTOS

Obrigada à Força Maior que está além de minha compreensão. Obrigada pela permissão de percorrer este trajeto com saúde, serenidade e boas pessoas em todas as etapas.

Agradeço ao pacientes, pela motivação para buscar aprimoramento contínuo frente às minhas limitações como profissional e ser humano.

À Profa. Dra. Graziela Avila Galhano, pela generosidade em me apresentar ao Prof. Dr. Roberto Scotti e ao Prof. Dr. Leonardo Ciocca (Alma Mater Studiorum/Università di Bologna - Bolonha, Itália). Obrigada por terem despertado minha vontade em prosseguir na Prótese Bucomaxilofacial. Deixo registrado aqui o carinho com que me lembro destes dias.

Ao Prof. Dr. Alfred Makoto Kabayama, FATEC (São José dos Campos, São Paulo - Brasil), obrigada pela amizade e por ter participado de minha trajetória desde a época do mestrado.

Muito obrigada à equipe do Centro de Competência em Manufatura – Instituto Tecnológico de Aeronáutica (São José dos Campos, São Paulo - Brasil). Ao Prof. Dr. Anderson Vicente Borille, agradeço o estímulo a este projeto desde 2011, e pelo suporte em todos os momentos. Ao Eng. Eduardo Tavares Galvani pela recepção e paciência durante a fase de planejamento deste projeto. Aos doutorandos do Centro de Competência em Manufatura – Instituto Tecnológico de Aeronáutica, Eng. Luiz Guilherme Aun Fonseca e Eng. André Luiz Rocha D'Oliveira, agradeço a dedicação de tantas horas e à paciência com minhas solicitações.

Ao Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (Campinas, São Paulo – Brasil), e equipe: Dr. Pedro Yoshito Noritomi, M.Sc. Daniel Takanori Kemmoku, doutorando Eng. Pedro Fabio Mendonça Perestrelo, Eng. Paula Midori Kaneko e Eng. Thais Braga Baker agradeço o apoio e paciência no desenvolvimento desta pesquisa.

À empresa Titaniumfix (São José dos Campos, São Paulo - Brasil), representada pela C.D. Ana Paula Sememsato e Eng. André Cattisti, agradeço a doação de arquivos digitais de implantes.

À empresa INP Biomedical (São Paulo, São Paulo - Brasil), representada pela Sra. Adriana Scalissi e Eng. Bruno Santos, agradeço a doação de arquivos digitais de implantes.

À empresa CNG Soluções Protéticas (São Paulo, São Paulo - Brasil) representada pelo Eng. Felipe Oliva Buratto, agradeço a doação do sistema barra-clipe em arquivos digitais para a simulação pelo método dos elementos finitos.

Ao Prof. Dr. Luis Felipe Carvalho, Universidade do Vale do Paraíba (São José dos Campos, São Paulo – Brasil), agradeço a confiança em meu trabalho.

À equipe do FOCAS Research Institute of Dublin Institute of Technology (Dublim – Irlanda) envolvida neste trabalho, obrigada pelo auxílio imediato em todos os momentos: Dr. Luke O'Neill, Dra. Abigail Rooney, Dr. Alan Casey, Dra. Anne Shanahan, Dr. Brian Gorey, Dra. Annaïk Genson, Andrew Hartnett, Damien Bruce, e também às secretárias Aisling Heyenga, Gerolmina Di Nardo e Raffaella Salvante. Mais uma vez, agradeço e parabenizo ao Prof. Dr. Hugh James Byrne por oferecer um modelo de ambiente de pesquisa eficiente e de vanguarda.

Muito obrigada a todos professores, funcionários, alunos e estagiários da Área de Prótese Bucomaxilofacial do Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilofaciais da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (São Paulo, Brasil). Muito esperei por ter esta oportunidade de aprender, e busquei com cada um o máximo de conhecimento possível.

Profa. Dra. Cleusa Aparecida Campanini Geraldini, obrigada por sua delicadeza, alegria e exemplo, por ter me recebido e tornado possível meu desenvolvimento. Agradeço os ensinamentos compartilhados ao longo destes anos: Prof. Dr. Antonio Carlos Lorenz Sabóia, Profa. Dra. Beatriz Câmara Mattos, Prof. Dr. Dorival Pedroso da Silva, Prof. Dr. José Benedito Dias Lemos, Profa. Dra. Márcia André e Profa. Dra. Neide Pena Coto. Obrigada Prof. Reinaldo Brito e Dias pela oportunidade de aprender com esta equipe tão rica em conhecimentos e comprometida com os alunos e pacientes.

Obrigada aos técnicos em Prótese Dentária Carlos de Falco Júnior, Genival José dos Santos, Paulo Sérgio Andermarchi. Obrigada aos colaboradores Sra. Alzira Alves e Sr. Dequias Alves dos Santos Filho. Aos secretários Sra. Ana Lúcia Figueira, Sra. Belira Carvalho e Sr. Edison Henrique Vicente, agradeço o carinho e atenção.

Aos alunos de pós-graduação e estagiários, Dra. Agda Maria de Moura, Dra. Andrea Alves de Souza, M.Sc. Andrea Tolentino, M.Sc. Daniela Siriani, M.Sc. Denise Moral Nakamura, C.D. Eliana Ramos Jezierski, Dra. Giorgia Gomes de Carvalho, M.Sc. Ivan Onone Gialain, M.Sc. Jairo Lessa Crepaldi, C.D. Karen Groenitz Doná, C.D. Leila de Paula Barros, M.Sc. Livia Morelli Vieira, M.Sc. Lucas Ferradans Mato Neves Mirim, M.Sc. Marcus Vinícius Cobein, Dra. Margareth Torrecillas Lopez, M.Sc. Patrícia Tiemi Hirono Hotta, M.Sc. Paulo Eduardo Damiani, Dr. Ricardo Henrique Cardim, M.Sc. Rennan Santos, M.Sc. Roberta Bezerra Pontes, M.Sc. Tatiana Saito, M.Sc. Valéria Tognato Costa, C.D. Vera Lucia Missae Tamashiro: obrigada pelos cafés, caronas, risadas e apoio em todas as etapas ao longo destes cinco anos.

Aos professores e funcionários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, obrigada pelo apoio em todos os momentos: Profa. Dra. Ana Cecília Aranha, Prof. Dr. Celso Lemos, Prof. Dr. Dalton Ramos, Prof. Dr. Edgard Michel Crosato, Prof. Dr. Igor Studart Medeiros, Profa. Dra. Maria Gabriela Haye Biazevic, Prof. Dr. Matsuyoshi Mori, Prof. Dr. Rodolfo Francisco Haltenhoff Melani, Prof. Dr. Roberto Chaib Stegun, Profa. Dra. Patrícia Freitas.

Obrigada à Bibliotecária Vânia Martins Bueno de Oliveira Funaro pela revisão desta tese.

Obrigada ao Sr. Marcos Alípio pelo cuidado na materialização deste trabalho.

À equipe das Disciplinas de Prótese Dentária, e Cirurgia e Implantodontia da Universidade Camilo Castelo Branco (Itaquera, São Paulo - Brasil), agradeço o ambiente de trabalho maravilhoso construído em nosso convívio. Ao Prof. M.Sc. Joel Dario Pola, agradeço o apoio para o início da minha carreira docente. Meu carinho e gratidão ao Prof. M.Sc. João dos Santos Moderno Filho, por ter confiado em meu trabalho e compartilhado de sua vasta experiência. Ao Prof. M.Sc. Newton Gurgel, por ter me encorajado a aplicar o Método dos Elementos Finitos. À Profa. M.Sc. Flavia Gonçalves Benatti, Prof. M.Sc. Ricardo Baptista, Prof. Antonio Vinícios Santos, Prof. Walter Yamassaki, Prof. M.Sc. Hatsuo Kubo, Prof. Marco Antonio Pazos Y Garcia, Prof. M.Sc. Wagner Seroli e Prof. Onofre Carvalho, agradeço todo apoio no dia-a-dia de aulas, laboratórios e clínicas. Obrigada ao Prof. M.Sc. José Lucas Martins, a quem tanto admiro pelo exemplo de humanidade e ideal de transformação de cada um de seus alunos, tão nítidos a quem o observou trabalhando na Odontologia. Aos Prof. Dr. Milton Satouiqui Massuda e Prof. Dr. José Carlos Pettorossi Imparato pelo apoio ao meu desenvolvimento. E obrigada às amigas de todas as horas Profa. M.Sc. Graziela Salum, Profa. Dra. Mariane Emi Sanabe e Profa. M.Sc. Stella Maris Badino Abani Krahembül.

Obrigada à equipe do curso de Especialização em Implantodontia da APCD (Regionais São José dos Campos e Jacareí), C.D. Alexandre Duarte Marcondes Evangelista, M.Sc. Carlos Eduardo Datte, C.D. Cristiane Paal, C.D. Fabrício Malheiros de Miranda Monteiro, C.D. Leandro Freire, C.D. Marcelo Rodrigues e C.D. Marcus Vinícius Luz Teixeira.

Aos amigos da Odontologia, agradeço o apoio em diferentes etapas de minha carreira: C.D. Aline Valença dos Reis, Profa. Dra. Ana Christina Claro Neves, Profa. Dra. Célia Marisa Rizzatti Barbosa, TPD Ederson de Souza Orlando, M.Sc. Elisabete das Graças Maibrada, Profa. M.Sc. Fátima Rosana Albertini, Prof. Dr. Flavio Pires Molina, doutorando Genecy de Mello Calado, Profa. Dra. Luciana Macchion Shaddox, Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser, Prof. Dr. Sigmar de Mello Rode, Profa. M.Sc. Viviane Coas, Prof. Dr. Wagner de Oliveira. Vocês foram essenciais.

Agradeço a companhia e apoio em todas minhas horas em Dublin, Solange Giuffrida e família, Victor e Monalisa Bittencourt, Lucas Rizzo, Ayda Esfandyari, Isha Behl, Caroline Maillet, Niels Schütte, Caroline Giovanna Mendes, Simone Farah, Hoda Akbari, Dervil Cody, Rafaela Carvalho, Rahul Kumar Keshri, Aishwarya Srinath, Alice Pinheiro Walla e a todos que viveram o dia-a-dia de laboratório comigo.

Ao Fabio Fernando Sarzi, obrigada por ter acompanhado parte de meu trajeto com total dedicação, compreensão e estímulo. Guardo do convívio cotidiano seu exemplo de determinação, otimismo e alegria de viver.

Ao Conselho Nacional de Tecnologia e Desenvolvimento do Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Telecomunicações do Governo Brasileiro, agradeço a concessão das bolsas GM/GD 163388/2014-8 e SWE 201064/2015-4.

Obrigada Prof. Dr. Brian O'Connell, Profa. Dra. Denise MacCarthy e Prof. Dr. Michael O'Sullivan (Trinity College Dublin/Dublin Dental University Hospital - Dublin, Irlanda) pelas perspectivas oferecidas, confiança e apoio em meu trabalho.

Agradeço a todos que direta ou indiretamente colaboraram com a elaboração deste trabalho.

“Um homem foi bater à porta do rei e disse-lhe,
Dá-me um barco. (...)
Quero encontrar a ilha desconhecida,
quero saber quem sou quando nela estiver,
Não o sabes,
Se não saís de ti, não chegas a saber quem és (...)
Que é necessário sair da ilha para ver a ilha,
que não nos vemos se não nos saímos de nós,
Se não saímos de nós próprios”

José Saramago

RESUMO

Pimentel ML. Reabilitação protética na região auricular: análise por elementos finitos de implantes extraorais maxilofaciais conexão hexágono externo e cone Morse, investigação de fotoestabilidade e caracterização espectroscópica de um elastômero maxilofacial tipo-A [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2017. Versão Corrigida.

O grande desafio da Implantodontia é alcançar resultados a longo prazo com maior preservação dos tecidos ósseos, resposta adequada dos tecidos conjuntivos e manutenção da estabilidade secundária adequada para a retenção de próteses. Estes fatores evitam a perda indesejável tanto do tratamento reabilitador quanto dos tecidos ósseos de suporte. A região extraoral apresenta menores espessuras ósseas em comparação às regiões de maxila e mandíbula, especialmente no osso temporal. Portanto, os seguintes aspectos foram investigados: (i) Análise pelo Método dos Elementos Finitos (FEA) de 16 modelos virtuais, com aplicação de forças estáticas de tensão e compressão nos pontos médios entre os implantes. Três implantes maxilofaciais extraorais foram posicionados no osso temporal, onde um deles foi posicionado sobre o processo mastóide. Este estudo foi totalmente realizado em ambiente computacional. Foram empregados dois tipos de conexões protéticas e intermediários retos de conicidades 20° e 45°, posicionados virtualmente no modelo de osso temporal, com paralelismo entre eles. Foi desenhada uma barra virtual para retenção protética do tipo barra-clipe da prótese auricular. Foram consideradas as melhores configurações aquelas apresentando distribuição uniforme e branda das tensões de von Mises sobre o tecido ósseo adjacente aos implantes. (ii) Confecção de corpos de prova com graus variáveis de pigmentação para (a) melhorar a reprodutibilidade da coloração (b) entender e reduzir o processo de descoloração para melhorar a longevidade das próteses. Um elastômero maxilofacial tipo A foi pigmentado intrinsecamente de acordo com os seis tons da Escala de Fitzpatrick. Uma técnica de pigmentação foi desenvolvida a partir dos resultados obtidos a partir de uma Escala de Fitzpatrick impressa em papel e dos pigmentos intrínsecos de cores primárias. Este dimetil-metilvinil-siloxano reforçado por platina A 223-30 (Factor II, Inc., Lakeside, AZ, USA) apresenta dureza “Shore-A” 30. As amostras foram expostas a fotoenvelhecimento acelerado, e sua degradação

mapeada com Espectroscopia UV/Vis/NIR. Concluiu-se que: (i) Os implantes com conexão cone Morse plataforma 3.7 tem melhor comportamento biomecânico com intermediários de 45° e altura de 2mm. Sugere-se planejamento cirúrgico visando a instalação a 3 horas para o temporal esquerdo e 9 horas para o temporal direito, mais 6 horas (mastóide). Implantes com conexão cone Morse plataforma 4.0 apresentaram comportamento biomecânico desejável com intermediários de 20° e alturas de 2mm or 4mm. Para implantes com conexão cone Morse plataforma 4.0, sugere-se a instalação a 6-9-12 horas para o temporal direito, e 12-6-3 para o esquerdo, visando comportamento biomecânico adequado. Sugere-se que os implantes extraorais Brånemark hexágono externo com plataforma 4.1 regular ou expandida sejam preferencialmente empregados com intermediários de 20°. (ii) O SiO₂ 5% pode ser adicionado à preparação do silicone para retardar o desbotamento da prótese maxilofacial. O TiO₂ traz mudanças visuais significativas e pode ser considerado como opacificador.

Palavras-chave: Prótese Maxilofacial. Próteses e Implantes. Análise de Elementos Finitos. Interface Implante Dentário-Pivô Morse. Implante de Prótese Maxilofacial. Interface Osso-Implante. Espectroscopia NIR. Silicones. Pigmentos Orgânicos. Fotoestabilidade.

ABSTRACT

Pimentel ML. Prosthetic rehabilitation in the auricular region: finite elements analysis of extraoral maxillofacial implants, photostability investigation and spectroscopy characterisation of modified maxillofacial elastomers type-A [thesis.] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2017. Corrected Version.

Major challenges in Implantology include: achieving longevity of implants, bone tissue preservation, connective tissue suitable answer and maintenance of secondary stability in order to retain prosthesis. These factors avoid the undesirable loss of both rehabilitation treatment and supporting bone tissues. The extraoral region has less bone depth compared to the maxilla and mandible regions, especially for the temporal bone. Therefore, the following aspects were investigated: (i) Finite Elements Analysis (FEA) of 16 virtual models, with static application of tension and compression forces in medium points between implants. Three extraoral maxillofacial implants were placed on the temporal bone, which one of them was placed on the mastoid process. This study was made entirely in a computational environment. Two prosthetic connection types and straight Intermediários were employed, with conicities of 20° and 45°, placed virtually on the temporal bone model, mutually parallel. A virtual bar for bar-clip prosthetic retention of auricular prosthesis was designed. The best configurations were considered to be the ones presenting uniform and mild von Mises tension distribution over the bone tissue around the implants. (ii) Generation of samples with varying degree of pigmentation to (a) improve the reproducibility of the colouration (b) understand and minimise the discolouration process to improve prosthetics longevity. A maxillofacial elastomer type A was intrinsically pigmented according to the six tones of the Fitzpatrick Scale. A pigmentation technique was developed from spectroscopy outcomes of paper printed Fitzpatrick Scale and the primary colors pigments. This platinum reinforced dimethyl methylvinyl siloxane A 223-30 (Factor II, Inc., Lakeside, AZ, USA) presents “Shore-A” hardness 30. The samples were exposed to accelerated photo aging, and their degradation mapped with UV/Vis/NIR Spectroscopy. The effects of exclusion of oxygen and inclusion of nanoparticle fillers during prosthetic formulation were investigated. It was concluded that: (i) Morse taper prosthetic connection 3.7 platform

implants, should be employed with 45° abutments with 2mm height. The surgical planning shall be for placement 3 hours for the left temporal bone and 9 hours for the right, and in 6 hours (mastoid). Morse taper prosthetic connection 4.0 platform implants behaved biomechanically desirably with 20° abutments in 2mm or 4mm heights. For the Morse taper connection 4.0 platform implants, their placement shall be in 6-9-12 hours, for the right temporal, and 12-3-6, for the left temporal, in order to achieve proper biomechanical behaviour. The Brånemark extraoral external hexagon implant, with 4.1 platform (normal or expanded) should preferably be used with 20° abutments. (ii) The SiO₂ 5% may be added to the silicone preparation in order to slow maxillofacial prosthesis colour fading. The TiO₂ brings visually significant changes and may be considered as an opacifier.

Keywords: Maxillofacial Prosthesis. Prosthesis and Implants. Finite Elements Analysis. Dental Implant-Abutment Design. Maxillofacial Prosthesis Implantation. Bone-Implant Interface. Spectroscopy Near Infra-Red. Silicones. Coloring Agents. Photostability.

LISTA DE ABREVIATURAS

BAHA	Bone-Anchored Hearing Aid
EOECIs	Extra-Oral Endosseous Craniofacial Implants
FEA	Finite Elements Analysis
FEM	Finite Elements Method
GPa	Giga Pascal
HTV	Heat Vulcanized
Hb A	Adult Human Hemoglobin
mm	milímetro
min	minuto
μ L	microlitro
MPa	Mega Pascal
nm	nanometro
PMMA	polimetilmetacrilato
PDMS	polidimetilsiloxano
RTV	Room Temperature Vulcanized
UV	ultravioleta
UV/Vis/NIR	Ultraviolet Visible Near Infra-Red

LISTA DE SÍMBOLOS

α	Alpha – coeficiente de absorbância
$^{\circ}\text{C}$	Graus Centígrados
ε	Epsilon – coeficiente de extinção
h	Hour
N	Newton
π	Pi
R	reflectância
ρ	Ro
σ	Sigma – desvio padrão
T	transmitância

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	21
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	25
2.1	Referências Anatômicas	25
2.2	Pele e cor de pele.....	27
2.2.1	Escalas de cor de pele.....	31
2.2.1.1	<i>Escala Cromática de Von Luschan.....</i>	<i>31</i>
2.2.1.2	<i>Escala de Fitzpatrick.....</i>	<i>32</i>
2.2.2	Teoria das Cores	34
2.2.2.1	<i>Teoria das Cores</i>	<i>34</i>
2.2.2.2	<i>Espectroscopia de Absorção</i>	<i>39</i>
2.2.3	Elastômeros Maxilofaciais	40
3	PROPOSIÇÃO.....	42
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	43
4.1	Análise de elementos finitos de implantes maxilofaciais extraorais com conexão hexágono externo e cone Morse	43
4.1.1	Escolha dos pontos para a colocação dos implantes	43
4.1.2	Construção de modelo osso temporal	48
4.1.3	Seleção dos implantes.....	49
4.1.3.1	<i>Implantes extraorais: sistema hexágono externo (padrão Brånemark)</i>	<i>49</i>
4.1.3.2	<i>Implantes dentais curtos: Sistema cone Morse</i>	<i>50</i>
4.1.4	Conjuntos.....	53
4.1.5	Barra protética virtual	54

4.1.6	Colocação do conjunto implante-intermediário-parafuso no modelo de osso temporal	54
4.1.7	Análise por elementos finitos estática.....	56
4.2	Investigação de fotostabilidade e caracterização espectroscópica de um elastômero maxilofacial modificado tipo-A	58
4.2.1	Caracterização espectroscópica da Escala de Fitzpatrick.....	58
4.2.2	Preparação das amostras.....	59
4.2.2.1	<i>Melhoria da fotoestabilidade com nanomateriais preenchedores.....</i>	<i>61</i>
5	RESULTADOS	63
5.1	Análise por elementos finitos dos implantes maxilofaciais extraorais com conexão hexágono externo e cone Morse.....	63
5.2	Investigação de fotoestabilidade e caracterização espectroscópica de um elastômero maxilofacial modificado tipo A	81
5.2.1	Caracterização espectroscópica da Escala de Fitzpatrick.....	82
5.2.2	Espectro do silicone não pigmentado	83
5.2.3	Espectros de Reflectância dos <i>Intrinsic Pigments</i>	84
5.2.4	Espectros de Reflectância das <i>Master Shades</i>	85
5.2.5	Formulações para as cores da Escala de Fitzpatrick	88
5.2.5.1	<i>Formulação Fitzpatrick I.....</i>	<i>89</i>
5.2.5.2	<i>Formulação Fitzpatrick II.....</i>	<i>90</i>
5.2.5.3	<i>Formulação Fitzpatrick III.....</i>	<i>91</i>
5.2.5.4	<i>Formulação Fitzpatrick IV</i>	<i>91</i>
5.2.5.5	<i>Formulação Fitzpatrick V</i>	<i>92</i>
5.2.5.6	<i>Formulação Fitzpatrick VI</i>	<i>93</i>
5.2.6	Fotoenvelhecimento acelerado.....	94
5.2.6.1	<i>Formulação Fitzpatrick III.....</i>	<i>94</i>

5.2.6.2	<i>Análise do espectro de Red P112 (Vermelho) na concentração contida na Formulação de Fitzpatrick III</i>	98
5.2.6.2.1	Red P112 (vermelho) 20mL diluído em 165,28mL de tolueno. Amostra vulcanizada na Hotplate.....	99
5.2.6.2.2	Red P112 (vermelho) 20µL diluído em 165,28µL de tolueno. Amostra vulcanizada no forno a vácuo	104
5.2.6.3	<i>Adição de nanomateriais</i>	110
6	DISCUSSÃO.....	126
6.1	Análise por elementos finitos de implantes maxilofaciais extraorais com conexão hexágono externo e cone Morse.....	126
6.2	Investigação de fotoestabilidade e caracterização espectroscópica de um elastômero maxilofacial modificado tipo A	129
7	CONCLUSÕES.....	130
	REFERÊNCIAS	131
	ANEXOS.....	138

1 INTRODUÇÃO

Proporcionar ao paciente uma prótese bucomaxilofacial extraoral com harmonia estética determina seu nível de recuperação de confiança para realizar todas as atividades cotidianas, para viver com melhor qualidade.

Ao longo de um desenvolvimento contínuo na busca do material ideal, a jornada começou com os egípcios e chineses, que empregaram cera e resinas para a reconstrução da cabeça e da face. Através da História, as próteses bucomaxilofaciais foram feitas de prata, ouro, tecido, couro, cerâmica, vulcanite e madeira (Mitra et al., 2014).

Mitra et al. (2014) também enumeram o desenvolvimento de materiais para prótese bucomaxilofacial até o século XX:

- Resinas acrílicas (1940-1970);
- Polivinilcloreto e copolímero;
- Polietileno clorado;
- Elastômeros de poliuretano (1970-1990);
- Elastômeros de uretano termopolimerizáveis;
- Silicones.

Ao escolher um material restaurador para próteses bucomaxilofaciais, além da biocompatibilidade, estabilidade química e características estéticas, suas propriedades físicas e mecânicas devem ser consideradas: resistência ao rasgamento; resistência à tração final e porcentagem (máxima) de alongamento; módulo dinâmico; dureza; rigidez; hidrofília; embebição e peso. Os materiais de escolha para próteses extraorais são polimetilmetacrilato (PMMA), ou polidimetilsiloxano (PDMS). PMMA apresenta uma consistência dura, é mais fácil de limpar e dura mais tempo em comparação ao PDMS. PDMS é um silicone que emula a textura macia e a aparência da pele, e seu uso para prótese bucomaxilofacial foi sugerido em 1960 (Barnhart, 1960). Silicone acético pode ser empregado, mas não é a melhor escolha devido à sua dureza e resistência ao rasgamento inferiores, quando comparado com silicones de grau médico (Mitra et al., 2014).

A cor é um dos aspectos que podem impedir que as próteses sejam usadas. Quando a cor das próteses extraorais não coincide com a cor da pele, usá-la pode

causar constrangimento ao paciente. A insatisfação causada pela diferença da cor da prótese em relação à pele adjacente (causada pelo desbotamento do silicone) pode encurtar a vida útil de uma prótese e comprometer uma reabilitação bem sucedida de um paciente (Mancuso et al., 2009).

As próteses de silicone não têm um padrão de referência de cor clinicamente estabelecido e, portanto, não é trivial para o protesista simular com precisão a cor natural da pele do paciente (Willet; Beatty, 2015).

Existem métodos relatados para melhorar a reprodutibilidade quantitativa da cor protética, através da pesagem dos pigmentos e proporções de silicone (Beatty et al., 1995), e até mesmo fazer a correspondência com os espectros dos pigmentos diretamente a partir da medição da espectrometria de pele (E-Skin Spectromatch Spectrometer®, Spectromatch Ltd., Bath, Reino Unido).

Desde os primeiros relatos de Tjellström et al. em 1981 (Tjellström et al., 1981, Tjellström et al., 1983a, Tjellström et al., 1983b) e de Brånemark e Albrektsson (1982), o emprego de implantes para retenção de próteses maxilofaciais nas regiões intra e extraorais craniofaciais oferece os melhores resultados estéticos e de conforto ao paciente.

Os implantes extraorais são implantes endósseos posicionados em regiões diferentes dos maxilares superiores ou inferiores. Assim, os implantes extraorais podem ser colocados nas regiões orbitais, nasais e auriculares. Nas próteses maxilofaciais extraorais, os implantes têm sido empregados para retenção, oferecendo excelente suporte, eliminando ou reduzindo a necessidade de adesivos. Quando existe um planejamento prévio adequado de número, posição e orientação, bem como a adesão correta entre a prótese e a estrutura de retenção, os implantes permitem uma inserção adequada e facilitam o assentamento da prótese extraoral pelo paciente (Nadeau, 1968).

Existem poucos sistemas de implantes extraorais, em comparação com o número de sistemas de implantes intraorais comercialmente disponíveis (Abu-Serriah et al., 2003). O sistema de implante extraoral mais utilizado é o sistema de implante extraoral craniofacial padrão Brånemark, com conexão protética hexágono externo (Karakoca et al., 2010).

Rapidamente, o implante extraoral craniofacial Brånemark pode ser classificado como implante dentário curto (Le et al., 2012), com hexágono externo, porém com a plataforma mais ampla (Sinn et al., 2011).

Curi et al. (2012) empregaram na região auricular implantes craniofaciais (Nobel Biocare, Zürich, Suíça) com 3mm a 5mm de comprimento e 3,75mm de diâmetro. Os implantes foram colocados em nível ósseo. Os autores também empregaram implantes dentários (Nobel Biocare, Zürich, Suíça) na região orbital (com 7mm a 10mm de comprimento) e na região nasal (com 7mm a 11,5mm de comprimento).

Um implante dentário padrão Brånemark com hexágono externo osseointegrado apresenta um padrão de perda óssea progressiva: 1,0 a 1,5 mm durante o primeiro ano; 0,2 mm por ano após o segundo ano. Portanto, perdas ósseas até 3mm após 10 anos e até 4mm após 15 anos não são consideradas patológicas (Albrektsson, 2008).

Em contrapartida, os implantes cone Morse tendem a promover a aposição óssea em vez da perda óssea (Bornstein et al., 2008).

Com o desenvolvimento da Matemática Aplicada, é possível desenvolver simulações computacionais tais como a Análise por Elementos Finitos (FEA). Vários softwares são capazes de calcular a distribuição de tensão aplicada a uma forma geométrica, decomposta em elementos e nós. Essas formas podem ser totalmente projetadas em computador, antes de construir um protótipo; ou obtidas a partir de uma digitalização tridimensional de um objeto existente (Volpato et al., 2007).

A análise pelo método do elementos finitos foi primeiramente aplicada na região craniofacial por Moss et al. (1985). Os autores construíram um modelo de crescimento craniofacial de ratos com o método dos elementos finitos.

Para implantodontia e prótese, a análise por elementos finitos foi aplicada para analisar implantes porosos por Weinsten et al. (1977). Pode também ser aplicada para simular o comportamento biomecânico dos implantes e distribuição de tensão óssea ao redor (Conde Neto, 2012).

Esta pesquisa foi desenvolvida com o objetivo de investigar aspectos que possam otimizar o tempo clínico e prolongar a vida útil de uma prótese auricular em silicone suportada por implante.

Conforme afirmam Karakoca et al. (2010), uma prótese geralmente necessita ser substituída por falhas mecânicas da infraestrutura e intermediários do sistema de retenção, ou por descoloração do silicone.

Este estudo abordou estes dois aspectos relevantes.

Para uma melhor troca de comunicação entre profissionais através de

registros clínicos, uma notação sugerida para a cor da pele é a Escala de Fitzpatrick. Tendo estabelecido este ponto de partida, foram estabelecidas fórmulas matemáticas, com base nos resultados das investigações espectroscópicas. Com essa informação, o protesista bucomaxilofacial será capaz de economizar tempo clínico e conseguir mais rapidamente uma cor de pele reproduzível.

Ao contrastar o comportamento biomecânico no osso temporal do implante craniofacial Brånemark hexágono externo, com o sistema de implante cone Morse empregando a Análise por Elementos Finitos, sugeriu-se uma nova filosofia de tratamento, deixando aberta discussão para futuras pesquisas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Os principais conceitos de anatomia da região temporal, cor e espectroscopia essenciais a esta investigação foram enumerados a seguir.

2.1 Referências anatômicas

Como ponto de partida, as regiões anatômicas de interesse referentes às próteses auriculares suportadas por implantes são apresentadas nos parágrafos seguintes.

O osso temporal apresenta cinco áreas: processo estilóide, porções timpânica, mastóide, escamosa e petrosa, conforme ilustrado nas figuras 2.1 e 2.2 (Gladwell; Viozzi, 2008).

Figura 2.1 - Vista lateral do osso temporal

Fonte: Gladwell e Viozzi (2008, p. 514)

O processo mastóide tem sido relatado como uma área segura para ancoragem de implante, correspondente ao lóbulo da orelha no pavilhão auricular

(Lundgren et al., 1993). Nesta área, um BAHA (Bone-Anchored Gearing Appliance) pode ser também disfarçado pela prótese de silicone.

Figura 2.2 - Visão superior do osso temporal

Fonte: Gladwell e Viozzi (2008, p. 515)

A referência superior para a colocação do implante corresponde à junção da hélice com a face (Wang; Andrés, 1999). Os componentes auriculares, como descrito por Becker et al. (2006), estão ilustrados na Figura 2.3 abaixo.

Figura 2.3 - Componentes auriculares e sua localização topográfica

Fonte: Becker et al. (2006, p. 64)

Cesar (2003) construiu um sistema de pontos de referência craniométricos, a fim de organizar medições a partir de 21 ossos temporais esquerdos de crânios secos. O canal auditivo foi considerado a origem para a distribuição de 24 pontos de referência craniométricos, nomeados com letras alfabéticas de A a X. A partir dessas medidas, H, N e S foram apresentados como as melhores espessuras ósseas médias, favorecendo a escolha do local para colocação de implantes: 10,0mm, 14,0mm e 12,6mm, respectivamente, como mostrado na Figura 2.4 abaixo.

Figura 2.4 - Espessura óssea média em milímetros do sistema de classificação de pontos de referência craniométrica estabelecido por Cesar (2003)

Fonte: modificado de Cesar (2003, p. 30)

Estes pontos craniométricos H, N e S (Cesar, 2003) foram então usados como referências para a colocação de implante virtual.

2.2 Pele e cor de pele

A pele também pode ser chamada de membrana cutânea. É um componente do sistema tegumentar, que também abrange unhas, pelos e glândulas da pele. É dividida em duas camadas: epiderme e derme (Figura 2.5). A hipoderme ou camada

subcutânea não é considerada um componente da pele, mas um tecido subcutâneo constituído predominantemente de gordura sustentando a derme (Thompson, 2015).

Figura 2.5 - As camadas da pele: epiderme, derme e hipoderme ou camada subcutânea

Fonte: Thompson (2015, p. 75)

A pele é colorida pela atividades de dois tipos de células: doadores (melanócitos) e receptores (células epiteliais) de pigmentos. As células epiteliais das camadas mais profundas (basal e suprabasal) adquirem a melanina produzida na camada basal da epiderme e desdobram-na (Figura 2.6), tornando-a visível ao olho humano (Weiner et al., 2014).

Figura 2.6 - Atividade dos melanócitos e distribuição de melanina na epiderme

Fonte: Thompson (2015, p. 75)

O primeiro conceito a ser estabelecido é que a maior parte destes pigmentos é distribuída ao longo das células componentes da epiderme e derme. O *stratum corneum* (camada córnea), a camada mais externa da epiderme é predominantemente constituída por queratina e pode ser considerada translúcida. A melanina presente na epiderme e a hemoglobina na derme são os principais cromóforos que determinam a cor da pele (Angelopoulou, 1999).

A cor da pele visível é feita de uma combinação de pigmentos naturais. A espectroscopia tem sido usada como uma ferramenta para mapear as concentrações de cada pigmento desde seus primórdios (Edwards; Duntley, 1939).

Para a espectroscopia em medidas cutâneas *in vivo*, o esquema apresentado na Figura 2.7 mostra uma profundidade média de cada camada de pele. A camada externa da epiderme (*stratum corneum*) apresenta em média 10 μ m; a epiderme, 100 μ m; e a derme, 3mm (Dlugos; Taylor, 2012).

Figura 2.7 - Profundidade média das camadas da pele

Fonte: Dlugos e Taylor (2012, p. 2)

A melanina em humanos é encontrada em duas formas:

- Eumelanina: possui coloração marrom-preta;
- Feomelanina: possui coloração vermelha (Thompson, 2015).

A melanina em si e seu espectro de absorção, tem sido intensamente investigados ao longo das últimas cinco décadas. Ainda há um debate sobre a complexa estrutura da melanina. A teoria mais aceita é a do modelo de desordem

química: a melanina é tida como um composto de oligômeros ou polímeros arranjados em um padrão desordenado. Isto pode explicar diversos picos de absorção criando um efeito de absorção em banda larga (Lister et al., 2012).

Em uma revisão da literatura, Lister et al. (2012) compilaram os dados de absorção de diferentes estudos, como mostrado no Gráfico 2.1 abaixo. Ao elaborar uma cor de pele artificial, esses dados são considerados como padrão ouro. Observe que a pele *in vivo* apresenta um padrão de comprimento de onda com formato de "W", originado do comprimento de onda da hemoglobina. O padrão de absorção de luz vem da excitação dos “ π -elétrons” componentes do grupo heme (ferro-fotoporfirina IX) contidos na hemoglobina humana adulta normal, Hb A (Lister et al., 2012).

O comprimento de onda da hemoglobina, conforme descrito por Lister, Wright e Chappell (2012) consiste em três picos:

- banda ou pico de Soret: é o pico dominante, na região azul do espectro (entre 400 e 500nm);
- Q-banda: contém dois picos entre 500 e 600nm, a banda- α e a banda- β .

Gráfico 2.1 - Dados de coeficiente de absorção da pele *in vivo* compilados em revisão de literatura por Lister et al. (2012)

Caroteno, bilirrubina, lipídeos, núcleos celulares e proteínas filamentosas também foram considerados, mas mostraram um efeito muito fraco na cor da pele (Edwards; Duntley, 1939; Doi; Tominaga, 2003).

Na simulação da cor de pele, a água foi considerada, embora não absorva a luz significativamente na região visível (Meglinski; Matcher, 2002).

A espectroscopia é então uma ferramenta de mensuração muito valiosa nas investigações da reflectância e absorvância para caracterização da cor da pele. Os dados podem ser aplicados em estudos para o desenvolvimento da pigmentação, a fim de obter um resultado protético natural para o olho humano.

2.2.1 Escalas de Cor de Pele

As escalas de cor de pele a seguir foram empregadas em diversos estudos.

2.2.1.1 Escala cromática de von Luschan

Devido a seus estudos antropológicos durante o século XIX, o médico austríaco Felix Ritter von Luschan desenvolveu em 1850 uma escala para classificação cutânea em 36 tons (Figura 2.8). A escala original de von Luschan foi feita em retângulos de vidro opacos e encontra-se em exposição no Museu de História da Universidade de Florença (Università degli Studi Firenze – Museo di Storia Naturale, 2015).

Figura 2.8 - A escala cromática de von Luschan, desenvolvida em 1850

	1	10			19	28	
	2	11			20	29	
	3	12			21	30	
	4	13			22	31	
	5	14			23	32	
	6	15			24	33	
	7	16			25	34	
	8	17			26	35	
	9	18			27	36	

Fonte: Dlugos e Taylor (2012, p.2)

2.2.1.2 Escala de Fitzpatrick

Tomando a escala de von Luschan como ponto de partida, o dermatologista Fitzpatrick simplificou-a por seus tons principais. A Figura 2.9 mostrada a seguir exhibe os seis tons escolhidos (Fitzpatrick, 1975):

Figura 2.9 - A Escala Fitzpatrick de Tipos de Pele (Fitzpatrick, 1975)

Fonte: Destination Skin [2013?] <http://www.destination skin.com/blog/hair-removal-darker-skin/>

Os critérios atuais para a classificação do tipo de pele baseiam-se num questionário e na sua pontuação. Os Quadros 2.1 e 2.2 enumeram todas as perguntas constituintes do cálculo desta pontuação. É interessante observar que o questionário sugerido por Fitzpatrick em 1988 considera o fenótipo visível (cor dos olhos, cor natural do cabelo e cor de pele em áreas não expostas) como parte, e não determinante único do enquadramento, em uma das seis tonalidades de pele sugeridas pela Escala de Fitzpatrick. (Fitzpatrick, 1988; Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency, 2004).

Quadro 2.1 - A Escala Fitzpatrick de Tipos de Pele

Tipo de Pele	Pontuação	Resposta de Bronzeamento
I	0-6	Sempre queima, nunca bronzeia (pele branca e pálida)
II	7-13	Sempre queima facilmente, bronzeamento mínimo (pele branca)
III	14-20	Queima moderadamente, bronzeamento uniforme (pele marrom claro)
IV	21-27	Queima minimamente, sempre bronzeia bem (pele marrom)
V	28-34	Raramente queima, bronzeia profusamente (pele marrom escuro)
VI	35+	Nunca queima (pele marrom profundamente pigmentada a pele negra)

Fonte: modificado de Fitzpatrick (1988, p. 870)

Quadro 2.2 - Questionário de Classificação Fitzpatrick de Tipos de Pele

Pergunta	Resposta	Pontuação
Cor dos olhos	Cores claras	0
	Azul, cinza ou verde	1
	Escuro	2
	Marrom	3
	Preto	4
Cor natural do cabelo	Ruivo	0
	Loiro	1
	Loiro escuro	2
	Castanho	3
	Preto	4
Cor de pele em áreas não expostas	Avermelhada	0
	Pálida	1
	Bege ou oliva	2
	Marrom	3
	Marrom escuro	4
Sardas em áreas não expostas	Muitas	0
	Várias	1
	Poucas	2
	Raras	3
	Nenhuma	4
Se você ficar no sol por muito tempo:	Bolhas doloridas, descamação	0
	Bolhas, descamação	1
	Queimadura, pouca descamação	2
	Raro	3
	Sem queimaduras	4
Você fica marrom?	Nunca	0
	Raramente	1
	Às vezes	2
	Frequentemente	3
	Sempre	4
Quão marrom você fica?	Nunca	0
	Bronzeado leve	1
	Bronzeado médio	2
	Bronzeado escuro	3
	Profundamente escuro	4
Seu rosto é sensível ao sol?	Muito sensível	0
	Sensível	1
	Às vezes	2
	Resistente	3
	Nunca tem problema	4
Com que frequência você se bronzeia?	Nunca	0
	Raramente	1
	Às vezes	2
	Frequentemente	3
	Sempre	4
Quando foi seu último bronzeamento?	+3 meses atrás	0
	2-3 meses atrás	1
	1-2 meses atrás	2
	Semanas atrás	3
	Dias atrás	4

Fonte: modificado de Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency (2004)

2.2.2 Teoria das Cores

A fisiologia da cor, pigmentos e suas misturas, diferentes comprimentos de onda de luz e o papel da espectroscopia merecem destaque para a compreensão desta investigação.

2.2.2.1 Teoria das Cores

Como artista, Powell (1984, p. 3) resumiu a física e a fisiologia da percepção:

A cor é uma sensação produzida pela ação dos raios de luz branca recebidos pela retina do olho e interpretados pelo cérebro. [...] A luz é energia eletromagnética que é produzida em diferentes comprimentos de onda - todos eles viajando na mesma velocidade. Devido à variação dos comprimentos de onda, há luz visível e luz invisível. A luz visível é a luz branca que nos dá cor e forma. A luz branca não é visível ao olho até que golpeia um objeto e é refletida de volta ao olho por esse objeto. Devido à estrutura molecular e pigmentação de cada objeto, os raios serão misturados, absorvidos ou refletidos.

Figura 2.10 - Percepção das cores

Fonte: Powell (1984, p. 3)

A percepção da cor é uma experiência muito pessoal e emocional. A descrição da cor através das palavras varia de acordo com o observador (Figura 2.10). Também as condições sistêmicas podem alterar o funcionamento dos três tipos de cones e bastonetes, nossas células fotorreceptoras presentes na retina. Em funcionamento normal, S-cones percebem azul, M-cones percebem verde e L-cones

vermelho. Os bastonetes são responsáveis pela percepção do brilho (Chu et al., 2012).

Em termos de pigmentos, as cores primárias são vermelho, azul e amarelo. As cores secundárias provêm da mistura de duas cores primárias. Vermelho e azul resultam em violeta; azul e amarelo geram verde, e assim por diante. As cores terciárias vêm da mistura de uma primária com uma cor secundária; por exemplo, o marrom é vermelho adicionado ao verde.

As cores também podem ser classificadas como quentes ou frias. A Roda de Cores de Powell (Powell, 1984) difere das clássicas (Newton, 1704; Goethe, 1809; Hatt, 1908), porque divide o amarelo em categorias quentes e frias, e o roxo vem em uma posição diferente devido à sua origem na mistura de azul e vermelho (Figura 2.11).

As seguintes definições sobre a cor, empregadas na reabilitação protética, são enumeradas abaixo (Munsell, 1969; Powell, 1984; Chu et al., 2012):

- *Matiz*: é o seu nome;
- *Valor*: é claridade ou escurecimento relativo do matiz (Figuras 2.12 e 2.13);
- *Croma ou Intensidade*: é a sua pureza (Figuras 2.12 e 2.13);
- *Translucidez*: é a quantidade de luz transmitida através de um objeto, tendo os extremos de *transparência* e *opacidade* (Figura 2.14).

Figura 2.11 - Cores quentes e frias

Fonte: Powell (1984, p. 10)

Figura 2.12 - Matiz, Valor e Croma Segundo o Sistema Munsell de Cores

Fonte: Ferguson (2009) <https://www.dunnedwards.com/colors/specs/posts/classifying-color>

Figura 2.13 - Croma e Valor

Fonte: Powell (1984, p. 15)

Figura 2.14 - Incidência de luz, transparência, translucidez e opacidade

Fonte: Powell (1984, p. 7)

Embora as definições de teoria da cor proporcionem um guia qualitativo, parâmetros físicos quantificáveis são essenciais ao se procurar padrões e reprodutibilidade de cor.

Figura 2.15 - Incidência de luz e comprimentos de onda das cores

Fonte: Powell (1984, p.4)

A luz branca pode ser decomposta através de um prisma em suas diferentes cores (Figura 2.15). As cores podem ser fisicamente expressas através de seus comprimentos de onda (λ), como mostrado na Figura 2.16, sobreposta à percepção das células cone. O olho humano é capaz de visualizar entre 400-700nm. Abaixo deste intervalo, encontra-se a região ultravioleta e, acima dele, o infravermelho. O comprimento de onda da luz é inversamente proporcional à frequência, que por sua vez é proporcional à energia associada de pacotes de luz, chamados fótons, um

conceito revolucionário que estabelece as bases para a teoria quântica moderna (Cohen-Tannoudji, Diu, Lalöe, 1992).

Figura 2.16 - Comprimentos de onda de cores claras e percepção de células de cone

Fonte: Laser Tools Co., Inc. (2017) <https://www.lasertoolsco.com/laser-products/green-light-laser-technology>

O comportamento da luz em diferentes comprimentos de onda quando misturada é diferente do comportamento da mistura dos pigmentos, como mostrado na Figura 2.17.

Figura 2.17 - Mistura de luz em diferentes comprimentos de onda

Fonte: Higham (2015) <https://nickhigham.wordpress.com/2015/09/14/mathematics-in-color/>

2.2.2.1 Espectroscopia de Absorção

A Espectroscopia de Absorção Ultravioleta/Visível/Próximo ao Infra-Vermelho (abreviada por UV/Vis/NIR) é uma técnica analítica comumente empregada para caracterizar materiais de acordo com sua absorção, transmitância e refletância (ANDOR, 2016).

As faixas de espectros eletromagnéticos desta faixa de espectroscopia são:

- UV: de 200 a 400nm;
- VIS: de 400 a 700nm;
- NIR “I”: de 755 a 940nm;
- NIR “II”: de 940 a 1300nm (Ross; Miller, 2014).

Uma molécula que pode ser excitada por absorção é chamada cromóforo. Um cromóforo contém geralmente ligações covalentes π -conjugadas, tais como C=C, C=N e C=O.

A ligação eletrônica dos átomos num cromóforo determina as energias orbitais moleculares, e as transições entre estes estados de energia ocorrem pela absorção de fótons de energia que correspondem à diferença de energia entre os estados. O espectro resultante é medido através da passagem de luz através de uma amostra do cromóforo, e é normalmente representado pela Transmitância, T:

$$T = e^{-\alpha l} = 10^{-\epsilon c l}$$

(1)

onde em (1):

o coeficiente de absorção (α) ou coeficiente de extinção (ϵ) é característico do material e pode ser usado para identificá-lo, ou monitorar mudanças nele. A Equação (1) é conhecida como Lei de Beer-Lambert ou Beer-Lambert-Bouguer (Clark, 2007).

No caso de amostras sólidas opacas, as características dos materiais podem ser medidas por reflexão especular ou difusa. Uma esfera de integração pode ser empregada para monitorar melhor o espectro de reflexão difusa a partir de superfícies opticamente ásperas. Um esquema do espectrômetro de esfera dual é mostrado na Figura 2.18. A amostra é posicionada no suporte de amostra, de acordo

com a modalidade de medição desejada (transmitância ou reflectância). Um padrão, por exemplo o Spectralon® Diffuse Reflectance Standard (Labsphere, Inc., North Sutton, NH, EUA) precisa ser colocado no suporte de referência. No caso do Lambda 900 UV/Vis/NIR Spectrometer (PerkinElmer Inc., Beaconsfield, Bucks, UK), o feixe de luz é gerado com o tungstênio-halogênio e deutério realinhados (PerkinElmer, 2003), processados e então opticamente direcionados para a amostra e suportes de referência.

Figura 2.18 - Trajeto da luz em uma esfera integradora de 150mm

Fonte: PerkinElmer (2004, p. 2)

2.2.3 Elastômeros maxilofaciais

Os silicones (polidimetilsiloxanos/PDMS) são os elastômeros maxilofaciais de maior sucesso. Eles apresentam propriedades desejáveis, como baixa toxicidade, altas estabilidades oxidativa e térmica, e são quimicamente inertes. Eles são de fácil manipulação e pigmentação. Quando curados adequadamente, os silicones são fáceis de limpar, evitando proliferação bacteriana (Mittra et al., 2014).

Os polidimetilsiloxanos são compostos por elementos inorgânicos e orgânicos, dispostos em cadeias principais Si-O-Si e ligações Si-C. A Figura 2.19 mostra a cadeia molecular principal, onde X é o grau de polimerização:

Figura 2.19 - Matriz de polidimetilsiloxano

Fonte: Mitra et al. (2014, p. 9)

Conforme o processo de vulcanização, os silicones são denominados vulcanizados à temperatura ambiente (RTV) ou vulcanizados termicamente (HTV).

Silicones vulcanizados à temperatura ambiente (Room Temperature Vulcanized Silicones - RTV) podem ter ligação cruzada (*cross-link*) por reação de condensação (apresentam um grupo com siloxanos terminados com hidroxila e requerem um agente *cross-link* e um catalisador), ou *cross-link* por reação de adição (grupos SiH são ligados a grupos CH₂=CH- e adicionados ao silicone com o auxílio de um catalisador platina).

Silicones vulcanizados termicamente (heat vulcanized silicones – HTV) apresentam em média 0,5% de cadeias secundárias vinílicas, 2,4-diclorobenzoil peróxido como agente vulcanizador e sílica preenchedora. O catalisador é o sal de platina.

Em pesquisa com protesistas bucomaxilofaciais, os elastômeros mais empregados na América do Norte, Europa, Ásia e Austrália foram: A-2186, A-2186-F, A-2000 e MDX4-4210 (Montgomery; Kiat-Amnuay, 2010).

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo tem como objetivo investigar dois fatores em uma prótese auricular suportada por implante, com as seguintes técnicas:

- Análise por Elementos Finitos (FEA) para mapear o comportamento biomecânico de dois sistemas de implantes de prótese sobre o osso temporal (hexágono externo e cone Morse);
- Espectroscopia UV/Vis/NIR para otimizar a formulação e acompanhar o padrão de degradação do silicone pigmentado, tendo como referência a Escala Fitzpatrick.

4 MATERIAL E MÉTODOS

A Seção 4.1 aborda todos os aspectos envolvidos para o estudo dos implantes extraorais investigados, desde a análise de pontos craniométricos de interesse até a simulação em ambiente computacional para a análise pelo Método dos Elementos Finitos.

A Seção 5.1 trata da caracterização espectroscópica da Escala de Fitzpatrick impressa em papel, e das amostras de silicone pigmentadas. A modificação das amostras com nanomateriais também é descrita.

4.1 Análise de elementos finitos de implantes maxilofaciais extraorais com conexão hexágono externo e conexão cone Morse

4.1.1 Escolha dos pontos para a colocação dos implantes

Os pontos de colocação dos implantes foram escolhidos de acordo com trabalhos anteriores de Cesar (2003). Esta metodologia desenvolvida (Cesar, 2003) foi reproduzida, com uma amostra maior de 50 ossos temporais do lado esquerdo. Esta parte da investigação foi aprovada pelo Comitê de Ética (Protocolo da Plataforma Brasil nº 37482614.9.0000.0075) (Anexos A e B).

Seguindo as instruções de localização de Cesar (2003), um ponto de origem foi estabelecido e sobre ele, traçada uma linha reta (Segmento 1), conforme enumerado nas Figuras 4.1 e 4.2). A partir deste ponto de origem, três outros segmentos foram traçados em 45° (Segmento 2), 90° (Segmento 3) e 135° (Segmento 4). Os pontos mais próximos do canal auditivo distavam em 10mm do ponto de origem, e os cinco pontos seguintes, nas semi-retas correspondentes distavam 5mm entre si. Eles foram denominados conforme as letras do alfabeto, de A a X, iniciando com o ponto mais próximo da origem no Segmento 1 correspondente a 0°. Uma vez que os seis pontos craniométricos foram nomeados em um segmento, o próximo segmento no sentido horário foi nomeado na mesma sequência (Figuras 4.1 e 4.2).

Figura 4.1 - Ilustração de pontos craniométricos para identificação de ossos temporais e planejamento cirúrgico

Fonte: a autora (modificado de Cesar, 2003 p. 21)

Figura 4.2 - Ilustração de pontos craniométricos para identificação do osso temporal e planejamento cirúrgico

Fonte: a autora (modificado de Cesar, 2003, p. 25)

Estes pontos de referência craniométrica e as linhas são mostrados em vista lateral esquerda na Figura 4.2. O plano de orientação tomado como referência para o posicionamento dos pontos craniométricos é o Plano de Frankfurt (que é o plano de equador imaginário cruzando os forames infraorbitários e o centro dos canais auditivos).

Os 50 ossos temporais mensurados pertenciam ao Laboratório de Anatomia Humana da Universidade Camilo Castelo Branco Campus Itaquera - São Paulo, Brasil (Figura 4.3).

Figura 4.3 - Parte da amostra de 50 crânios pertencentes ao Laboratório de Anatomia Humana da Universidade Camilo Castelo Branco

Fonte: a autora

Foram registradas cinco medidas a cada 0,5mm, de 0,5mm a 50mm de abertura do compasso de Bertillon sobre a régua padrão. As medidas receberam tratamento estatístico no *software* Microsoft Excel (Microsoft, EUA) a fim de se obter uma tabela de conversão.

Em virtude da imprecisão da escala do compasso de Bertillon, foi necessária uma aferição com o compasso de Vernier digital (Figura 4.4). Uma escala de conversão digital foi elaborada, aplicando a técnica de mensuração detalhada no parágrafo anterior, para medir com os dois compassos, uma régua milimetrada padrão (Jon, São Paulo, Brasil).

Portanto, a abertura posterior do compasso de Bertillon teve a distância entre os pontos A e B medida com o compasso de Vernier, e então convertida de acordo com a tabela de conversão obtida para se obter a espessura óssea real.

O dispositivo de localização em EVA foi colocado no canal auditivo com a linha correspondente a 90° alinhada ao plano de Frankfurt (Figura 4.5). O dispositivo foi estabilizado com silicone de condensação densa vulcanizado (Zetaplus e Indurent, Zhermack, Rovigo, Itália).

Figura 4.4 - Instrumentos de medição: régua, compassos de Bertillon e Vernier digital.
Localização dos pontos A e B no compasso de Bertillon

Fonte: a autora

Com o compasso de Bertillon posicionado, o compasso de Vernier digital (Vernier Calliper Absolute Digimatic, Mitutoyo, Japan) foi zerado e suas orelhas fixa e móvel posicionadas para medir as distâncias entre os pontos A e B marcados sobre o compasso de Bertillon e ilustrados na Figura 4.4.

Figura 4.5 - Dispositivo de localização em EVA estabilizado com silicone de adição densa no canal auditivo com o compasso de Bertillon em posição

Fonte: a autora

Uma das pontas do compasso de Bertillon (PinTech Instruments, Paquistão – Figura 4.4) trespassou o dispositivo de localização em EVA (Figura 4.5), e a outra foi posicionada dentro da caixa craniana. Os crânios deveriam necessariamente estar cortados previamente para acessar a superfície interna do osso temporal.

Em adição, cada ponto de referência craniométrico foi medido três vezes. A região petrosa do temporal foi considerada, embora sua localização tenha variado. A média de cada ponto em milímetros foi calculada no Microsoft Excel.

A Tabela 4.1 mostra os resultados desta parte da investigação, necessárias para confirmar a segurança para a colocação de implantes no osso temporal dos pontos craniométricos de referência H, N e S sugeridos por César (2003), e correspondentes às posições de 6-9-12 horas no temporal direito, 12-6-3 no temporal esquerdo. Na primeira coluna, as letras do alfabeto para identificação dos pontos são mostradas. A segunda coluna mostra as médias calculadas.

Na terceira e quarta colunas, são mostrados respectivamente os valores de espessuras menores e maiores em cada ponto craniométrico. A quinta coluna mostra o número de crânios. A sexta coluna mostra a variância calculada; a sétima, o desvio padrão (σ), a oitava, variação de coeficiente em porcentagem; e, finalmente, a nona, média $\pm$ desvio padrão.

Tabela 4.1 - Resultados de medidas de 50 ossos temporais de acordo com a metodologia de Cesar (2003)

PONTO	Média (mm)	Espessura Med. Mínima (mm)	Espessura Med. Máxima (mm)	Número de crânios (n)	Variância	Desvio Padrão (σ)	Coefficiente Variação %	Média $\pm$ σ
A	6,67	2,77	12,49	50	6,17	2,48	37,25	6,67 $\pm$ 2,48
B	4,31	1,69	8,72	50	3,59	1,89	43,93	4,31 $\pm$ 1,89
C	2,98	1,47	5,93	50	1,20	1,10	36,86	2,98 $\pm$ 1,10
D	2,33	1,02	4,29	50	0,55	0,74	31,87	2,33 $\pm$ 0,74
E	2,38	0,92	4,52	50	0,63	0,79	33,28	2,38 $\pm$ 0,79
F	2,90	1,29	5,96	50	0,70	0,84	28,89	2,90 $\pm$ 0,84
G	17,76	3,78	36,58	50	66,23	8,14	45,82	17,76 $\pm$ 8,14
H	15,74	3,73	30,33	50	67,42	8,21	52,16	15,74 $\pm$ 8,21
I	6,97	2,61	12,76	50	4,39	2,10	30,04	6,97 $\pm$ 2,10
J	6,22	2,67	10,62	50	3,17	1,78	28,64	6,22 $\pm$ 1,78
K	5,84	3,04	10,22	50	2,35	1,53	26,24	5,84 $\pm$ 1,53
L	5,64	2,87	10,08	50	2,26	1,50	26,70	5,64 $\pm$ 1,50
M	14,38	7,38	26,73	50	14,24	3,77	26,24	14,38 $\pm$ 3,77
N	11,31	5,80	22,63	50	12,59	3,55	31,37	11,31 $\pm$ 3,55
O	10,23	5,71	20,86	50	9,72	3,12	30,48	10,23 $\pm$ 3,12
P	9,50	4,86	19,29	50	7,61	2,76	29,03	9,50 $\pm$ 2,76
Q	9,01	4,94	16,98	50	6,02	2,45	27,24	9,01 $\pm$ 2,45
R	8,38	4,29	16,80	50	5,56	2,36	28,13	8,38 $\pm$ 2,36
S	15,98	8,49	27,62	50	18,26	4,27	26,74	15,98 $\pm$ 4,27
T	15,03	8,23	23,21	50	10,66	3,27	21,72	15,03 $\pm$ 3,27
U	13,47	4,30	23,62	49	18,76	4,33	32,16	13,47 $\pm$ 4,33
V	12,54	4,12	20,27	36	21,91	4,68	37,33	12,54 $\pm$ 4,68
W	11,26	3,80	19,98	10	23,72	4,87	43,27	11,26 $\pm$ 4,87
X	8,64	8,64	8,64	1	-	-	-	-

Fonte: a autora

As espessuras médias dos pontos G, H, M e N variaram de acordo com a localização da região petrosa do temporal. O ponto X foi desconsiderado.

Os pontos mais favoráveis para instalação de implantes, com espessura segura, foram H, M, N e S.

Tabela 4.2 - Pontos de colocação de implante escolhidos com os resultados medidos por Cesar (2003)

ponto	média ± desvio padrão	mínimo	máximo	CV(%)
H	10,0 ± 7,4	4,0	26,0	74
N	14,0 ± 3,7	7,0	20,0	26
S	11,6 ± 2,9	8,0	18,0	25

Fonte: modificado de Cesar (2003, p. 28)

Confirmando os pontos H, N e S como referências craniométricas seguras, com a comparação da Tabela 4.1 com a Tabela 4.2, eles foram selecionados para marcar os locais de colocação dos implantes no modelo de osso virtual descrito a seguir.

4.1.2 Construção do modelo de osso temporal

Perestrelo (2012) desenvolveu um modelo de cabeça virtual, incluindo seus 22 ossos constituintes, originalmente com a finalidade de simular lesões cerebrais de origem traumática. O osso temporal foi processado em formato STL (formato de arquivo tridimensional) obtido pelo Protocolo BioCad (uma tecnologia de conversão de tomografias computadorizadas do formato DICOM para malha STL empregando o *software* InVesalius, totalmente desenvolvido Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas, Brazil).

Este arquivo em formato STL do modelo de osso temporal foi modificado no *software* Rhinoceros (Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, EUA) para transferir as espessuras dos pontos H, N e S (Figura 4.6).

O modelo do osso temporal direito usado nas simulações foi desenvolvido por Perestrelo (2012).

Figura 4.6. Modelo de osso temporal original desenvolvido por Perestrelo, 2012

Fonte: Perestrelo (2012, p. 33)

4.1.3 Seleção dos implantes

Para ilustração dos desenhos de implantes empregados, as próximas seções mostram a seleção empregada nesta investigação.

4.1.3.1 Implantes extraorais: sistema hexágono externo (Padrão Brånemark)

Os implantes extraorais hexágono externo padrão Brånemark selecionados, parafusos, intermediários e parafusos de fixação de barra protética foram doados pela INP Biomedical (São Paulo, Brasil) como arquivos .STEP .

Como ilustração, os desenhos dos implantes Facie com plataforma regular (HAB) e plataforma estendida (HABE) são mostrados nas Figuras 4.7 e 4.8.

Figura 4.7 - Implante Facie HAB

Facie

Fonte: Catálogo INP Biomedical (2013, p. 10)

Figura 4.8 - Implante Facie HAB e Facie HABE

Fonte: Catálogo INP Biomedical (2013, p. 10)

4.1.3.2 Implantes dentais curtos: Sistema cone Morse

Os implantes dentais curtos (Le, Follmar, Borzabadi-Faharani, 2012) com conexão protética cone Morse parafusos, intermediários e parafusos de fixação de barra protética foram doados como arquivos .STEP pela INP Biomedical (São Paulo, Brasil) e Titaniumfix (São José dos Campos, Brasil). Para ilustração, os desenhos dos implantes Capsa and B-Fix são mostrados nas Figuras 4.9, 4.10, 4.11, 4.12, 4.13 e 4.14.

Figura 4.9 – Implante B-fix

Fonte: Catálogo Titaniumfix (2013, p. 51)

Figura 4.10 – Detalhe do desenho do Implante B-fix

Fonte: Catálogo Titaniumfix (2013, p. 52)

Figura 4.11 - Detalhe da colocação do implante B-fix em nível ósseo

Fonte: Catálogo Titaniumfix (2013, p. 52)

Figura 4.12 - O implante Capsa IO empregado é o da extrema direita.

Fonte: Catálogo INP Biomedical (2013, p. 35)

Figura 4.13 - Implante Capsa IO

6,0

Fonte: Catálogo INP Biomedical (2013, p. 35).

Figura 4.14 - Implante Capsa IO

Fonte: Catálogo INP Biomedical (2013, p. 35)

Com exceção do implante Capsa IO (que foi colocado a 1mm infraósseo, conforme a especificação do fabricante mostrada na Figura 4.14), todos os outros implantes selecionados nesta investigação foram colocados em nível ósseo no modelo de osso temporal.

4.1.4 Conjuntos

A numeração dos conjuntos e seus respectivos componentes protéticos foram descritos no Quadro 4.1 abaixo. É importante destacar que todos os implantes selecionados apresentam comprimento de 6mm.

Quadro 4.1 - Numeração de conjuntos e seus respectivos componentes

CONJUNTO	FABRICANTE	MODELO	INTERMEDIÁRIO	CONICIDADE	ALTURA
1	INP Biomedical	Capsa IO (1mm infraósseo)	Mini-esteticone NO	45°	2mm
2	INP Biomedical	Capsa IO (1mm infraósseo)	Mini-esteticone NO	45°	4mm
3	INP Biomedical	Capsa IO (1mm infraósseo)	Esteticone NO	20°	2mm
4	INP Biomedical	Capsa IO (1mm infraósseo)	Esteticone NO	20°	4mm
5	Titaniumfix	B-fix	Coping 20°	20°	2mm
6	Titaniumfix	B-fix	Coping 45 °	45°	2mm
7	Titaniumfix	B-fix	Coping 20 °	20°	4mm
8	Titaniumfix	B-fix	Coping 45 °	45°	4mm
9	INP Biomedical	Facie HABE	Esteticone	20°	2mm
10	INP Biomedical	Facie HABE	Esteticone	20°	4mm
11	INP Biomedical	Facie HABE	Mini-Esteticone	45°	2mm
12	INP Biomedical	Facie HABE	Mini-Esteticone	45 °	4mm
13	INP Biomedical	Facie HAB	Esteticone	20°	2mm
14	INP Biomedical	Facie HAB	Esteticone	20°	4mm
15	INP Biomedical	Facie HAB	Mini-Esteticone	45°	2mm
16	INP Biomedical	Facie HAB	Mini-Esteticone	45°	4mm

Fonte: a autora

4.1.5 Barra protética virtual

O sistema de barra-clipe empregado (CNG Soluções Protéticas, São Paulo, Brasil) consiste originalmente em uma barra de resina calcinável e dois cliques de poliamida (Figura 4.15). Os arquivos de barra e clipe virtuais foram doados pela CNG Soluções Protéticas em formato .STEP.

Figura 4.15 - Componentes de barra e clipe de CNG Soluções Protéticas

Fonte: Manual de Referência do Produto CNG Soluções Protéticas (2013, p. 14)

4.1.6 Colocação do conjunto implante-intermediário-parafuso no modelo de osso temporal

Cada conjunto consistia em três implantes (montados com parafusos e intermediários), com um sistema protético barra-clipe parafusado sobre os mesmos. A Figura 4.16.1 apresenta uma visão de todos os implantes e componentes protéticos acoplados.

É importante destacar que em relação à situação clínica real, cada implante e componente precisa ser posicionado seguindo um rígido protocolo cirúrgico e protético, como uma sequência de montagem de quebra-cabeças. Clinicamente, não é possível com as técnicas existentes até o momento inserir no osso em manobra

única implantes, parafusos, intermediários, barra e seus parafusos de fixação e cliques, como a Figura 4.16 pode sugerir erroneamente.

Figura 4.16 - Colocação do sistema de barra-clipe virtual sobre Conjunto n° 1 Capsa IO

Fonte: Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – Campinas, São Paulo, Brasil

Para as simulações virtuais, o lado direito do modelo virtual de osso temporal foi definido como padrão. Os pontos de referência craniométrica H, S e N (Cesar, 2003) foram localizados virtualmente no modelo virtual de osso temporal direito.

Os implantes e componentes protéticos como mostrados na Figura 4.16 foram inseridos no modelo virtual de osso temporal. As figuras 4.16, 4.17 e 4.18 correspondem ao Conjunto n° 1.

Figura 4.17 - Conjuntos com sistema de clipe de barra posicionado no modelo de osso temporal nos pontos H, S e N de acordo com a nomenclatura de Cesar (2003). O lado direito foi definido como um padrão para as simulações. O círculo corresponde ao canal auditivo

Fonte: Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – Campinas, São Paulo, Brasil

Figura 4.17 - Outra visão das montagens com sistema de clipe de barra posicionado no modelo de osso temporal nos pontos H, N e S de acordo com a nomenclatura de Cesar (2003)

Fonte: Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – Campinas, São Paulo, Brasil

4.1.7 Análise por elementos finitos estática

Os conjuntos foram simplificados como malha tetraédrica para análise de elementos finitos com o software Abaqus, pacote Abaqus/Explicit (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay Cedex, França).

Todos os componentes de implantes montados (implante, intermediário e parafuso, como mostrado na Figura 4.1.6.1) e sistema barra-clipe foram considerados como corpo único rígido para fins de análise pelo método dos elementos finitos.

Foram considerados para este corpo único os parâmetros do titânio puro tipo IV: o Módulo de Young (E) assumido foi de 117.000MPa e Coeficiente de Poisson (ν)=0,30 (Gultekin et al., 2012). Para o osso temporal, as propriedades do osso medular foram assumidas: Módulo de Young (E) = 1300MPa (equivalente a 1,30GPa) e Coeficiente de Poisson (ν)=0,40. Para simular a remoção de uma prótese auricular retida com sistema barra-clipe, aplicou-se 20N durante 0,5s para tensão e compressão (Wolfaardt et al., 2003, estimaram a carga de inserção em 10N).

Cada conjunto foi constituído pelos implantes posicionados no osso temporal, intermediários, parafusos de intermediários, barra protética, parafusos de fixação da barra protética e cliques de poliamida.

Os conjuntos foram submetidos a uma carga de 20N ao longo de um período de 500ms (0,5s), sob três referências:

- *Deformação do osso medular*: energia máxima de distorção, expressa como Tensão de von Mises (MPa);
- *Compressão*: simulando o posicionamento da prótese. O resultado foi expresso em Tensão Principal Mínima (MPa);
- *Tensão*: simulando a remoção da prótese. O resultado foi expresso em Tensão Principal Máxima (MPa).

Além do critério de valor numérico dos resultados, a visualização das distribuições das tensões nas figuras geradas pelo *software* Abaqus também foi considerada como critério de avaliação.

4.2 Investigação da fotoestabilidade e caracterização espectroscópica de um elastômero maxilofacial modificado tipo A

Todas as etapas envolvidas nesta etapa de investigação de fotoestabilidade e caracterização de um elastômero maxilofacial modificado tipo A estão descritas nas sessões seguintes.

4.2.1 Caracterização Espectroscópica da Escala de Fitzpatrick

Uma escala Fitzpatrick disponível online (figura 4.19) foi impressa em cores em uma HP Color LaserJet 4700 (empresa de desenvolvimento Hewlett-Packard, L.P. Palo Alto, CA, EUA), em uma folha A4 com 80 g / m², Motif® All-in -One Hi-Bulk Copier Paper (Motif Paper Company Europa, Amesterdã, Países Baixos).

Figura 4.19 - A Escala Fitzpatrick de Tipos de Pele (Fitzpatrick, 1975).

Fonte: Destination Skin [2013?]

O perfil espectroscópico de cada cor da Escala Fitzpatrick impressa em papel foi obtido utilizando um Espectrômetro PerkinElmer Lambda 900 UV/Vis/NIR (PerkinElmer Inc., Beaconsfield, Bucks, Reino Unido).

Para a calibração, o espectrômetro foi ajustado de 350-750nm e a função Autozero foi executada. Foi tomado como referência um padrão branco Spectralon® Diffuse Reflectance Standard (Labsphere, Inc., North Sutton, NH, EUA), mostrado na Figura 4.20.

Os dados obtidos foram processados no *software* PerkinElmer UV WinLab, Versão 6.0.4 2011 (PerkinElmer, Inc., Beaconsfield, Bucks, Reino Unido).

Figura 4.20 - Spectralon® Diffuse Reflectance Standards

Fonte: Labsphere, Inc. (2015, p.1)

4.2.2 Preparação das amostras

De acordo com a disponibilidade na Irlanda, o elastômero maxilofacial de escolha foi A-223-30 (Factor II, Inc., Lakeside, AZ, EUA). É um silicone Platinum LSR, o que significa que é feito de dimetil metilvinil siloxanos reforçados e catalisador de platina. O elastômero é apresentado como Parte A, contendo o catalisador de platina, e a Parte B contendo o agente de *cross-linking*. As partes A e B foram proporcionadas a 1:1 em volume (0,5mL + 0,5mL) e espatuladas durante 30 segundos, seguindo as orientações do fabricante.

Os pigmentos selecionados foram fabricados por Technovent (Technovent Ltd., South Wales, Reino Unido). Sua apresentação é uma solução à base de óleo de silicone. O volume de uma gota foi considerado como sendo 80 µL. Os pigmentos estudados estão listados no Quadro 4.2.

Quadro 4.2 - Technovent Master Colours e Skin Shades selecionados

Código do Item	Descrição
TECH-P401-50	TECHNOVENT SKIN SHADES 50g BROWN
TECH-P409-50	TECHNOVENT SKIN SHADES 50g ROSE PINK
TECH-P413-50	TECHNOVENT SKIN SHADES 50g LIGHT BUFF
TECH-P402-50	TECHNOVENT SKIN SHADES 50g MID BROWN
TECH-P418-50	TECHNOVENT SKIN SHADES 50g DARK BROWN
TECH-P416-50	TECHNOVENT SKIN SHADES 50g OCHRE
TECH-P417-50	TECHNOVENT SKIN SHADES 50g IVORY
TECH-P410-50	TECHNOVENT SKIN SHADES 50g PINK
TECH-P105-50	TECHNOVENT MASTER COLOUR 50g BR.WHITE
TECH-P114-50	TECHNOVENT MASTER COLOUR 50g OLIVE GREEN
TECH-P112-50	TECHNOVENT MASTER COLOUR 50g BR.RED
TECH-P116-50	TECHNOVENT MASTER COLOUR 50g BLUE
TECH-P109-50	TECHNOVENT MASTER COLOUR 50g BLACK
TECH-P115-50	TECHNOVENT MASTER COLOUR 50g YELLOW

Fonte: a autora

Todos os volumes de pigmento foram medidos numa micropipeta de 20-200 μ L (pipeta modelo Eppendorf Research plus, volume variável 20-200 μ L, Eppendorf AG, Hamburgo, Alemanha).

O silicone misturado de 1mL, contendo 0,5mL da parte A e 0,5mL da parte B, mais a quantidade desejada de pigmento foi posicionado entre duas lâminas de vidro (lâminas de microscópio Corning® 2948, um lado fosco, uma extremidade, com dimensões de 75mm x 25mm - Corning, Inc., Corning, NY, EUA). As lâminas de vidro foram cobertas na sua superfície interna com película de aderência de PVC (Shannon Cling Film, Western Plastics, Galway, Irlanda). Esta medida assegurou a fácil remoção da amostra após a vulcanização. A fim de obter amostras com a mesma espessura, um padrão de aço inox personalizado medindo 35mm de diâmetro e 1mm de espessura foi posicionado entre as duas lâminas de vidro, nas suas superfícies foscas.

As lâminas de vidro preparadas foram posicionadas sobre uma placa de aquecimento Hotplate (Hotplate B210, J.Bibby Science Products Ltd., Staffordshire, Reino Unido). Seu mostrador foi ajustado ao nível 6 por duas horas. Este ajuste foi suficiente para aquecer a água contida em um béquer de 100mL até 45°C ao longo de duas horas. Este ajuste foi adequado para vulcanizar as amostras de silicone A 223-30.

Figura 4.21 – Hotplate polimerizando uma amostra de silicone pigmentada com a cor branca, aplicada entre duas lâminas de vidro e separada por um padrão de aço inox.

Fonte: a autora

Uma vez preparadas, as amostras foram medidas utilizando um Espectrômetro com esfera integradora Lambda 900 UV/Vis/NIR (PerkinElmer Inc., Beaconsfield, Bucks, Reino Unido).

Para a calibração, o espectrômetro foi escaneado de 350-750nm e a função Autozero foi executada. Foi tomado como referência um padrão branco Spectralon® Diffuse Reflectance Standard (Labsphere, Inc., North Sutton, NH, EUA), Figura 4.20.

Os dados obtidos foram processados no *software* PerkinElmer UV WinLab, Versão 6.0.4 2011 (PerkinElmer, Inc., Beaconsfield, Bucks, Reino Unido).

Em seguida, as mesmas amostras foram expostas à radiação UV em um simulador de luz solar Sun-2000 ABET Solar Simulator (ABET Technologies, Inc. - Milford, CT, EUA). O Sun-2000 funcionou com uma lâmpada Xe (xenônio) de alta tensão de 550W e corrente de 25A. Para o Sun-2000, os intervalos de tempo considerados foram (em minutos): 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 90, 120, 180, 240, 300, 360, 420, 480, 600, 720, 840, 1200 e 1440 (equivalente a 24 horas).

Acima de 24 horas, o simulador solar de escolha foi o Q-Sun Xe-1 (Q-Panel Lab Products, Westlake, OH, EUA). Foi montado de acordo com os ciclos de luz ASTM D 7869-13 (American Society for Testing and Materials, 2013), sem umidade (devido à configuração Q-Sun Xe-1). As medições foram realizadas após 2880min/48h, 4320min/72h, 5760min/96h, 7200min/120h, 8640min/144h.

Após cada intervalo de tempo, foi realizada uma medição no Espectrômetro Lambda 900 UV/Vis/NIR (PerkinElmer Inc., Beaconsfield, Bucks, Reino Unido).

Para a sequência de degradação do pigmento Red P112 (Vermelho) contida na formulação Fitzpatrick III, as partes A e B foram misturadas numa proporção em volume de 1: 1, foram adicionados 20 μ L de pigmento Red P112 diluído em 165,2 μ L de tolueno e A mistura foi espatulada durante 30 segundos. Preparou-se uma amostra na placa de aquecimento com a metodologia descrita anteriormente.

Numa tentativa de excluir o oxigênio do processo de preparação da amostra, foi curada outra amostra idêntica no forno a vácuo (Vacuum Oven Modelo OVA031.xx1.5, Gallenkamp, Loughborough, UK) durante uma hora à temperatura de 80°C e pressão de 800mbar (equivalente a 80MPa). Os resultados foram contrastados.

4.2.2.1 Melhoria da fotoestabilidade com nanomateriais preenchedores

Numa nova tentativa de melhorar a fotoestabilidade, nanomateriais foram

adicionados. Os dois nanomateriais testados foram TiO_2 e SiO_2 . Um conjunto de diferentes concentrações foi feito a partir da referência de 1mL de silicone, que em peso, apresentava 1,136g (média obtida a partir de cinco medições). As diferentes concentrações testadas foram 0,1%, 0,2%, 1% e 5% (porcentagem relativa ao peso de silicone) para TiO_2 e SiO_2 , tendo a referência de 100% como 1,136g. Os nanomateriais em pó foram pesados numa balança de precisão (balanças analíticas Kern ABT Modelo 220-4M, capacidade de pesagem de 220 g - Kern & Sohn GmbH, Balingen, Alemanha). Foram incorporados o pigmento Red P112 (Vermelho) contido na concentração empregada para a formulação Fitzpatrick III (20 μL de pigmento Red P112 diluído em 165,2 μL de tolueno). As partes de silicone A e B foram misturadas numa proporção em volume de 1:1, 20 μL desta solução adicionadas, e espatulada durante 15 segundos. A seguir, o nanomaterial correspondente foi incorporado através de outros 15 segundos adicionais de espatulação.

5. RESULTADOS

As duas seções a seguir descrevem os resultados encontrados, sendo que a Seção 5.1 abrange a análise de elementos finitos de implantes maxilofaciais extraorais com conexão hexágono externo e conexão cone Morse, e a Seção 5.2 a investigação de fotoestabilidade e caracterização espectroscópica de um elastômero maxilofacial modificado tipo A.

5.1 Análise de elementos finitos de implantes maxilofaciais extraorais com conexão hexágono externo e conexão cone Morse

Recapitulando, cada conjunto foi constituído pelos implantes posicionados no osso temporal, intermediários, parafusos de intermediários, barra protética, parafusos de fixação da barra protética e cliques de poliamida.

Os conjuntos foram submetidos a uma carga de 20N ao longo de um período de 500ms (0,5s), sob três referências:

- *Deformação do osso medular*: energia máxima de distorção, expressa como Tensão de von Mises (MPa);
- *Compressão*: simulando o posicionamento da prótese. O resultado foi expresso em Tensão Principal Mínima (MPa);
- *Tensão*: simulando a remoção da prótese. O resultado foi expresso em Tensão Principal Máxima (MPa).

Além do critério de valor numérico dos resultados, a visualização das distribuições das tensões nas figuras geradas pelo *software* Abaqus também foi considerada como critério de avaliação.

Os resultados foram compilados no Quadro 5.1.

Quadro 5.1 - Compilação de resultados dos 16 conjuntos, contrastando com a respectiva conicidade e altura do intermediário. Os resultados foram expressos em MPa e referem-se a Tensão Máxima de von Mises, Tensão Principal Máxima e Tensão Principal Mínima

CONJUNTO	CONEXÃO PROTÉTICA	CONICIDADE	ALTURA	Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima (MPa)	Tensão Principal Mínima (MPa)
1	Cone Morse	45°	2mm	4.21	0.51	-3.59
2	Cone Morse	45°	4mm	7.77	7.78	-11.40
3	Cone Morse	20°	2mm	24.09	23.85	-29.18
4	Cone Morse	20°	4mm	15.81	17.69	-13.01
5	Cone Morse	20°	2mm	7.75	8.45	-10.77
6	Cone Morse	45°	2mm	14.74	10.59	-14.78
7	Cone Morse	20°	4mm	7.08	8.32	-4.83
8	Cone Morse	45°	4mm	22.68	5.14	-21.74
9	Hexágono Externo	20°	2mm	9.27	10.03	-9.77
10	Hexágono Externo	20°	4mm	12.65	7.30	-12.25
11	Hexágono Externo	45°	2mm	25.94	8.63	-32.28
12	Hexágono Externo	45°	4mm	18.55	15.85	-13.39
13	Hexágono Externo	20°	2mm	1.43	1.14	-1.63
14	Hexágono Externo	20°	4mm	10.48	3.16	-16.56
15	Hexágono Externo	45°	2mm	7.44	8.44	-8.85
16	Hexágono Externo	45°	4mm	10.88	13.30	-4.62

Fonte: a autora

5.1.1 Conjunto nº 1

As informações para o Conjunto nº 1 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.2.

Quadro 5.2 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 1

Conjunto nº 1				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
INP Biomedical	Capsa IO	Cone Morse	45	2

Fonte: a autora

Figura 5.1 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 1

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.3 - Resultados de simulação para o conjunto nº 1

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
4.21	0.51	-3.59

Fonte: a autora

Uma análise visual da Figura 5.1 indica que as tensões não são uniformemente distribuídas no osso adjacente ao implante do ponto craniométrico H. A longo prazo, este é um fator que pode levar à perda óssea e perda do implante. Ao redor dos pontos craniométricos N e S, as tensões também são distribuídas desigualmente, mas em um padrão suave em comparação ao ponto H. Para o Conjunto nº 1, a previsão de sobrevivência de ambos implantes colocados nos pontos N e S parece ser melhor em comparação ao ponto H.

5.1.2 Conjunto nº 2

As informações para o Conjunto nº 2 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.4.

Quadro 5.4 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 2

Conjunto nº 2				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
INP Biomedical	Capsa IO	Cone Morse	45	4

Fonte: a autora

Figura 5.2 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 2

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.5 - Resultados de simulação para o conjunto nº 2

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
7.77	7.78	-11.4

Fonte: a autora

Uma análise visual da figura 5.2 apresenta uma configuração melhor do Conjunto nº 2 quando comparado ao Conjunto nº 1, com a mesma conicidade e intermediário de 2mm de altura. A altura dos intermediários no Conjunto nº 2 é de 4mm e o resultado é baixo para Tensão de von Mises Máxima no ponto H. Os pontos craniométricos N e S apresentam tensão distribuída favorecendo sobrevivência do implante a longo prazo. Os valores para os três parâmetros são favoráveis (Quadro 5.5).

5.1.3 Conjunto nº 3

As informações para o Conjunto nº 3 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.6.

Quadro 5.6 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 3

Conjunto nº 3				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
INP Biomedical	Capsa IO	Cone Morse	20	2

Fonte: a autora

Figura 5.3 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 3

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.7 - Resultados de simulação para o conjunto nº 3

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
24.09	23.85	-29.18

Fonte: a autora

A configuração para o Conjunto nº 3 não é favorável visualmente ou numericamente, como detalhado no Quadro 5.7, em virtude dos valores dos três parâmetros de tensão e da análise visual da Figura 5.3. Os valores de distribuição de tensões ao redor dos pontos H e S são heterogêneos.

5.1.4 Conjunto nº 4

As informações para o Conjunto nº 4 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.8.

Quadro 5.8 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 4

Conjunto nº 4				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
INP Biomedical	Capsa IO	Morse Taper	20	4

Fonte: a autora

Figura 5.4 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 4

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.9 - Resultados de simulação para o conjunto nº 4

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
15.81	17.69	-13.01

Fonte: a autora

Com intermediários mais altos, os três parâmetros de tensão do Conjunto nº 4 mostrados no Quadro 5.9 apresentam valores menores em comparação ao Conjunto nº 3. Visualmente, a Figura 5.4 mostra uma distribuição de tensões desigual, sendo os pontos N e S muito desfavoráveis.

5.1.5 Conjunto nº 5

As informações para o Conjunto nº 5 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.10.

Quadro 5.10 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 5

Conjunto nº 5				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
Titaniumfix	B-fix	Cone Morse	20	2

Fonte: a autora

Figura 5.5 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 5

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.11 - Resultados de simulação para o conjunto nº 5

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
7.75	8.45	-10.77

Fonte: a autora

O conjunto nº 5 apresenta uma distribuição de tensões muito branda (Figura 5.5). Os três parâmetros de tensão mostrados no Quadro 5.11 são bastante favoráveis.

5.1.6 Conjunto nº 6

As informações para o Conjunto nº 6 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.12.

Quadro 5.12 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 6

Conjunto nº 6				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
Titaniumfix	B-fix	Cone Morse	45	2

Fonte: a autora

Figura 5.6 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 6

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.13 - Resultados de simulação para o conjunto nº 6

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
14.74	10.59	-14.78

Fonte: a autora

O conjunto nº 6 apresenta uma distribuição de tensões muito suave (Figura 5.6). Os três parâmetros de tensão mostrados no Quadro 5.13 são bastante favoráveis.

5.1.7 Conjunto nº 7

As informações para o Conjunto nº 7 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.14.

Quadro 5.14 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 7

Conjunto nº 7				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
Titaniumfix	B-fix	Cone Morse	20	4

Fonte: a autora

Figura 5.7 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 7

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica- São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.15 - Resultados de simulação para o conjunto nº 7

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
7.08	8.32	-4.83

Fonte: a autora

O conjunto nº 7 apresenta um padrão de distribuição de tensões muito brando (Figura 5.7). Os três parâmetros de tensão mostrados no Quadro 5.15 são bastante favoráveis.

5.1.8 Conjunto nº 8

As informações para o Conjunto nº 8 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.16.

Quadro 5.16 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 8

Conjunto nº 8				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
Titaniumfix	B-fix	Cone Morse	45	4

Fonte: a autora

Figura 5.8 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 8

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.17 - Resultados de simulação para o conjunto nº 8

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
22.68	5.14	-21.74

Fonte: a autora

O Conjunto nº 8 apresenta um padrão de distribuição de tensões muito suave (Figura 5.8). Os três parâmetros de tensão mostrados no Quadro 5.17 são aceitáveis.

5.1.9. Conjunto nº 9

As informações para o Conjunto nº 9 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.18.

Quadro 5.18 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 9

Conjunto nº 9				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
INP Biomedical	Facie HABE	Hexágono Externo	20	2

Fonte: a autora

Figura 5.9 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 9

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.19 - Resultados de simulação para o conjunto nº 9

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
9.27	10.03	-9.77

Fonte: a autora

O ponto H mostra uma distribuição de tensões desfavorável no osso adjacente ao implante. Em contrapartida, as tensões nos pontos N e S estão uniformemente distribuídas (Figura 5.9). Os resultados dos três parâmetros para o Conjunto nº 9 são baixos como o desejado (Quadro 5.19).

5.1.10 Conjunto nº 10

As informações para o Conjunto nº 10 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.19.

Quadro 5.19 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 10

Conjunto nº 10				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
INP Biomedical	Facie HABE	Hexágono Externo	20	4

Fonte: a autora

Figura 5.10 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 10

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.20 - Resultados de simulação para o conjunto nº 9

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
12.65	7.30	-12.25

Fonte: a autora

A distribuição de tensões nos pontos H, N e S é uniforme (Figura 5.10). Os três parâmetros de tensão para o Conjunto nº 10 são baixos, o que é um bom resultado (Quadro 5.20).

5.1.11 Conjunto nº 11

As informações para o Conjunto nº 11 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.1

Quadro 5.21 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 11

Conjunto nº 11				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
INP Biomedical	Facie HABE	Hexágono Externo	45	2

Fonte: a autora

Figura 5.11 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 11

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.22 - Resultados de simulação para o conjunto nº 11

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
25.94	8.63	-32.28

Fonte: a autora

A distribuição de tensões nos pontos H, N e S é aceitável (Figura 5.11), mas o valor de Tensão de von Mises Máxima para o conjunto nº 11 não é favorável (Quadro 5.22). É elevado em comparação com os resultados dos outros conjuntos: 25.94MPa.

5.1.12 Conjunto nº 12

As informações para o Conjunto nº 12 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.23.

Quadro 5.23 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 12

Conjunto nº 12				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
INP Biomedical	Facie HABE	Hexágono Externo	45	4

Fonte: a autora

Figura 5.12 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 12

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.24 - Resultados de simulação para o conjunto nº 12

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
18.55	15.85	-13.39

Fonte: a autora

A distribuição de tensões no conjunto nº 12 nos pontos H e S apresentam um padrão mais brando em comparação ao ponto N (Figura 5.12). A Tensão de von Mises Máxima e a Tensão Principal Máxima não são favoráveis em comparação aos resultados apresentados pelos outros conjuntos (Quadro 5.24).

5.1.13 Conjunto nº 13

As informações para o Conjunto nº 13 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.25.

Quadro 5.25 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 13

Conjunto nº 13				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
INP Biomedical	Facie HAB	Hexágono Externo	20	2

Fonte: a autora

Figura 5.13 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 13

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.26 - Resultados de simulação para o conjunto nº 13

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
1.43	1.14	-1.63

Fonte: a autora

O conjunto nº 13 apresenta um padrão de distribuição de tensão muito suave, como mostrado na Figura 5.13. Os três parâmetros apresentados no Quadro 5.26 são bastante favoráveis.

5.1.14 Conjunto nº 14

As informações para o Conjunto nº 14 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.27.

Quadro 5.27 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 14

Conjunto nº 14				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
INP Biomedical	Facie HAB	Hexágono Externo	20	4

Fonte: a autora

Figura 5.14 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 14

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.28 - Resultados de simulação para o conjunto nº 14

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
10.48	3.16	-16.56

Fonte: a autora

A configuração do conjunto nº 14 é muito favorável, com tensões distribuídas uniformemente (Figura 5.14) e resultados numéricos bons para os parâmetros de tensão (Quadro 5.28).

5.1.15 Conjunto nº 15

As informações para o Conjunto nº 15 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.29.

Quadro 5.29 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 15

Conjunto nº 15				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
INP Biomedical	Facie HAB	Hexágono Externo	45	2

Fonte: a autora

Figura 5.15 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 15

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.30 - Resultados de simulação para o conjunto nº 15

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
28.07	35.57	-58.80

Fonte: a autora

O conjunto nº 15 apresentou um comportamento anormal, com toda a tensão no ponto N e sem nenhum sinal de tensão sobre os pontos H e S (Figura 5.15). Os valores dos parâmetros de tensão foram os maiores em comparação com todos os conjuntos analisados (Quadro 5.30).

5.1.16 Conjunto nº 16

As informações para o Conjunto nº 16 (fabricante, modelo, tipo de conexão protética, conicidade do intermediário e altura) são mostradas no Quadro 5.31.

Quadro 5.31 - Informações de implante e componente protético do conjunto nº 16

Conjunto nº 16				
Fabricante	Modelo	Tipo de Conexão Protética	Intermediário	
			Conicidade(°)	Altura (mm)
INP Biomedical	Facie HAB	Hexágono Externo	45	4

Fonte: a autora

Figura 5.16 - Resultados de Análise de Elementos Finitos para o conjunto nº 16

Fonte: A autora e Centro de Competência em Manufatura do Instituto Tecnológico de Aeronáutica - São José dos Campos, São Paulo, Brasil

Quadro 5.32 - Resultados de simulação para o conjunto nº 16

Tensão de von Mises Máxima (MPa)	Tensão Principal Máxima – Tração (MPa)	Tensão Principal Mínima – Compressão (MPa)
10.88	13.30	-4.62

Fonte: a autora

O ponto H apresenta uma distribuição de tensões desfavoráveis sobre o osso adjacente (Figura 5.16). O ponto N apresenta uma distribuição de tensões moderada, e o ponto S apresenta uma distribuição de tensões muito favorável. Os

três resultados dos parâmetros de tensão para o conjunto nº 16 são desejáveis (Quadro 5.32).

Resumindo:

Conjuntos nº 1, 2, 3, 4: Os Conjuntos nº 1 e nº 2, constituídos por implantes de conexão protética cone Morse plataforma 3.7, com intermediários a 45°, mostraram distribuição de tensões favoráveis nos pontos N e S. Com o intermediário de 2mm, a Tensão Principal Máxima durante a tração foi a menor encontrada dentre todos os conjuntos, 0.51MPa (Tabela 5.1). A configuração para os Conjuntos nº 1 e nº 2 é biomecanicamente superior em relação aos conjuntos nº 3 e nº 4.

Conjuntos nº 5, 6, 7, 8: Os conjuntos com implantes de conexão protética cone Morse, plataforma 4.0, colocados a 1mm intraósseo, comportaram-se de modo adequado biomecanicamente em todas as configurações simuladas, com exceção dos intermediários de 45° e altura 4mm (Conjunto nº 8).

Conjuntos nº 9, 10, 11, 12: Os implantes extraorais Brånemark hexágono externo, com plataforma expandida 4.1 comportaram-se adequadamente com intermediários de 20°, tanto nas alturas de 2mm ou 4mm. Com intermediários de 45°, e alturas de 2mm ou 4mm, os resultados biomecânicos foram desfavoráveis.

Conjuntos nº 13, 14, 15, 16: Os implantes extraorais Brånemark hexágono externo, com plataforma regular 4.1 comportaram-se adequadamente com intermediários de 20°, tanto nas alturas de 2mm ou 4mm. Com intermediários de 45° com alturas de 2mm, os resultados foram inadequados, com ausência de tensões nos pontos H e S. Para intermediários de 45° e altura de 4mm, os resultados biomecânicos foram desfavoráveis para o ponto H.

5.2 Investigação de fotoestabilidade e caracterização espectroscópica de um elastômero maxilofacial modificado tipo A

Esta seção descreverá o perfil espectroscópico das amostras de silicone pigmentadas, adicionadas de nanomateriais, antes e depois de exposição à simulador solar.

5.2.1 Caracterização Espectroscópica da Escala de Fitzpatrick

A Escala de Fitzpatrick impressa em papel teve os espectros de reflectância medidos tendo como referência o padrão branco Spectralon® Diffuse Reflectance Standard SRS-80.

Gráfico 5.1 - Resultados de reflectância em porcentagem (%R) e comprimento de onda (nm) da Escala de Fitzpatrick impressa em papel

Em resumo, as regiões de absorção máxima mostram os valores mínimos de reflectância em porcentagem (%R). Por exemplo, no Gráfico 5.1, Fitzpatrick I tem absorção máxima a ~580nm e um platô amplo de absorção de ~400nm-500nm. O extrapolamento da %R (>100%) nos comprimentos de onda <380nm indicam que o papel como substrato reflete mais que a referência, que é o padrão branco Spectralon® Diffuse Reflectance Standard SRS-80.

O formato de “W” encontrado em artigos sobre reflectância da pele *in vivo* não é pronunciado, mas é possível dizer que é encontrado um “W sutilmente esboçado”. A absorvância é relativamente baixa na região UV. Isto dá à Fitzpatrick I sua coloração característica.

Curiosamente, os picos da Escala de Fitzpatrick não apresentam diversidade acentuada de características espectrais, sendo a maior diferença manifestada na larga base apresentada entre 650-750nm com uma %R de 94%.

Tomando como referência os espectros de Fitzpatrick I, Fitzpatrick II e III apresentam a mesma forma, com diferença na base entre 650-750nm com %R de 84%. A Absorção Máxima de Fitzpatrick II e III também ocorrem em ~580nm, com %R de 56%. A diferença entre Fitzpatrick II e III está nos valores de %R presentes no platô entre ~430-475nm. Para Fitzpatrick II, esta região específica apresenta %R de 46%, e para Fitzpatrick III, 40%.

Fitzpatrick IV apresenta Absorção Máxima em ~580nm, com %R de 26%. A base é entre 650-750nm com %R de 56%.

Fitzpatrick V apresenta Absorção Máxima Máxima em ~580nm, com %R de 26%. A base é entre 650-750nm e %R de 19%.

Fitzpatrick VI tem um aspecto diferente, mas neste estágio onde %R aproxima-se de zero nos pontos mais baixos e seu perfil é típico de uma absorção saturada (ver a Seção 5.2.4 para *Master Colours*). Seu formato é quase chato, com exceção do “W sutil” também em Fitzpatrick I a V.

5.2.2 Espectro do silicone não pigmentado

Espectroscopicamente, o silicone A-223-30 não pigmentado apresenta uma aspecto em platô na faixa visível – de 400-700nm. Seu valor %R é de 85% (Gráfico 5.2).

Gráfico 5.2 - Silicone translúcido. Reflectância (%) versus comprimento de onda (nm).

5.2.3 Espectros de Reflectância dos *Intrinsic Pigments*

O Gráfico 5.3 mostra o espectro UV-vis dos pigmentos intrínsecos Technovent *Intrinsic Pigments* disponíveis comercialmente, nas cores Brown P401, Medium Brown P402, Dark Brown P418, Ivory P 417, Light Buff P413, Ochre P416, Pink P410 e Rose Pink P409.

Gráfico 5.3 – Espectros em Reflectância(%) dos pigmentos intrínsecos Technovent *Intrinsic Pigments* Brown P401, Medium Brown P402, Dark Brown P418, Ivory P 417, Light Buff P413, Ochre P416, Pink P410, Rose Pink P409

Esses espectros foram contrastados aos espectros da Escala de Fitzpatrick em papel previamente obtida (Gráfico 5.1). Quando contrastados, os comprimentos de onda dos *Intrinsic Pigments* não coincidiram com os da Escala de Fitzpatrick em papel.

Partindo deste resultado, o próximo passo foi encontrar uma formulação a partir da mistura dos pigmentos de cores básicas Technovent *Master Shades*.

5.2.4 Espectro de Reflectância das *Master Shades*

Após obter o perfil espectroscópico dos Technovent *Intrinsic Pigments*, o mesmo foi feito para as Technovent *Master Shades*.

5.2.4.1 Red P112 – Yellow P115 – Blue P116 – Green P114

Cada *Master Shade* foi misturada a 1mL de elastômero maxilofacial silicone A-223-30 (Factor II, Inc., Lakeside, AZ, USA).

O volume de uma gota foi estabelecido como sendo equivalente a 80 μ L.

Para otimizar a formulação para caracterização espectroscópica, a concentração de pigmentos em relação ao silicone variou sistematicamente. O Gráfico 5.4 mostra o exemplo do Yellow P115 (Amarelo), em função da concentração. Foi claramente visível que, acima de uma concentração de 1.33 μ L/mL, o perfil espectroscópico tornou-se distorcido, característico da situação de absorção. Concentrações <1.33 μ L/mL foram portanto empregadas para representar o espectro do pigmento Yellow P115 (amarelo).

Gráfico 5.4 – Espectros de Reflectância (%R) de Yellow P115 (amarelo) em diferentes concentrações de pigmento por 1mL de silicone

Mensurações similares, dependentes de concentração, foram realizadas para Red P112 (vermelho), Blue P116 (azul) e Green P114 (verde), e os espectros resultantes não saturados são apresentados no Gráfico 5.5. Para a obtenção de espectros melhor definidos, as dissoluções por 1mL de silicone medidas foram 20 μ L para Red P112 (vermelho), 0.32 μ L para Yellow P115 (amarelo), e 20 μ L of Blue P116 (azul) - Gráfico 5.5.

Gráfico 5.5 - Reflectância (%) em função de comprimento de onda (nm), das melhores concentrações para definir cada espectro, adicionado do espectro de base do silicone translúcido

A partir do Gráfico 5.5, Red P112 (vermelho) apresenta absorção máxima na região de 450nm - 550nm, com %R de 36%.

Yellow P115 (amarelo) apresenta absorção máxima na região de 415nm - 460nm, com %R de 82%.

Blue P116 (azul) apresenta absorção máxima na região de 350nm - 530nm, com %R de 44%.

Green P114 (verde) apresenta absorção máxima na região de 440nm - 480nm, com %R de 78%.

5.2.4.2 White P105

O espectro para White P105 (branco) foi obtido para ser tomado como base nos cálculos de elaboração das formulações das cores da Escala de Fitzpatrick. Foram testadas quatro concentrações distintas: 20 μ L, 26.6 μ L, 80 μ L e 320 μ L de White P115 por mL de silicone, como apresentado no Gráfico 5.6.

Gráfico 5.6 - Quatro concentrações de pigmento White P105. Reflectância (%) em função de comprimento de onda (nm)

A concentração escolhida para os cálculos foi de 20 μ L/mL. Esta concentração tem absorção máxima de 400nm – 750nm, com %R de 83%. Curiosamente, apresenta um comprimento de onda muito similar à concentração de 26.6 μ L/mL. As concentrações de 80 μ L/mL e 320 μ L/mL não foram consideradas para cálculo das formulações.

5.2.4.3 Black P109

O espectro para Black P109 (preto) foi obtido para ser tomado como base nos cálculos de elaboração das formulações das cores da Escala de Fitzpatrick. Foram

testadas três concentrações distintas: 20 μ L, 26.6 μ L e 80 μ L de Black P109 (preto) por mL of silicone, conforme apresentado no Gráfico 5.7.

A concentração escolhida para os cálculos foi de 20 μ L/mL. Esta concentração tem a absorção máxima de 400nm – 750nm, com %R de 6%.

Gráfico 5.7 - Três concentrações de pigmento Black P109. Reflectância (%) em função de comprimento de onda (nm)

5.2.5 Formulações para as cores da Escala de Fitzpatrick

A partir das mensurações espectroscópicas, foram realizadas operações matemáticas com os espectros obtidos a partir das *Master Shades* a fim de se obter a melhor correspondência visual em relação ao espectro das cores da escala de Fitzpatrick. Para se obter cada cor da Escala Fitzpatrick, as cores *Master Shades* empregadas foram:

- White P105 (branco);
- Black P109 (preto);
- Red P112 (vermelho);
- Blue P116 (azul);
- Green P114 (verde);
- Yellow P115 (amarelo).

O segmento anterior a 400nm foi desconsiderado para fins de correspondência, porque está fora da faixa visível ao olho humano.

A análise consistiu em calcular uma proporção de pigmentos *Master Colours*, descritos espectroscopicamente na Sessão 5.2.4, visando a aproximação dos espectros das cores da Escala de Fitzpatrick em papel. Estes pigmentos *Master Colours* foram então misturados em laboratório para a obtenção de uma amostra em silicone. Esta amostra em silicone foi então mensurada (e identificada como formulação de Fitzpatrick), e seu espectro contrastado com ambas as referências da Escala de Fitzpatrick em papel e o cálculo realizado para a cor da Escala de Fitzpatrick correspondente.

As análises seguintes das cores Fitzpatrick I (Gráfico 5.8), Fitzpatrick II (Gráfico 5.9), Fitzpatrick III (Gráfico 5.10), Fitzpatrick IV (Gráfico 5.11), Fitzpatrick V (Gráfico 5.12) e Fitzpatrick VI (Gráfico 5.13) tornam claras as discrepâncias entre o espectro da Escala de Fitzpatrick em papel, os cálculos para as cores da Escala de Fitzpatrick e os espectros das formulações para as cores de Fitzpatrick obtidas em cada um dos seis matizes.

5.2.5.1 Formulação Fitzpatrick I

O Gráfico 5.8 mostra o espectro de reflectância da formulação para Fitzpatrick I como uma curva tendendo a plana (sem o “W suave”, encontrado nos espectros de Fitzpatrick I em papel e calculado). A variação de R da formulação foi entre ~0,6-0,8.

Gráfico 5.8 – Reflectância (R) em função de comprimento de onda (nm) para a cor Fitzpatrick I em papel, calculada e formulação

5.2.5.2 Formulação Fitzpatrick II

O Gráfico 5.9 mostra o espectro de reflectância da formulação para Fitzpatrick II como uma curva com o “W suave”, encontrado nos espectros de Fitzpatrick II em papel e calculado. A variação de R da formulação foi entre ~0,5-0,8 e foi bastante aproximada em relação ao espectro encontrado em papel e ao calculado.

Gráfico 5.9 - Reflectância (R) em função de comprimento de onda (nm) para a cor Fitzpatrick II em papel, calculada e formulação

5.2.5.3 Formulação Fitzpatrick III

O Gráfico 5.10 mostra o espectro de reflectância da formulação para Fitzpatrick III como uma curva ascendente, porém sem o “W suave”, encontrado nos espectros de Fitzpatrick III em papel e calculado. A variação de R da formulação foi entre ~0,3-0,8. A máxima absorção foi encontrada em 480nm.

Gráfico 5.10 - Reflectância (R) em função de comprimento de onda (nm) para a cor Fitzpatrick III em papel, calculada e formulação

5.2.5.4 Formulação Fitzpatrick IV

O Gráfico 5.11 mostra o espectro de reflectância da formulação para Fitzpatrick IV como uma curva sem o “W suave”, encontrado nos espectros de Fitzpatrick IV em papel e calculado. O cálculo de Fitzpatrick IV foi muito próximo ao espectro de Fitzpatrick IV em papel, porém o espectro da amostra não foi tão coincidente. A variação de R da formulação foi entre ~0,4-0,6.

Gráfico 5.11 - Reflectância (R) em função de comprimento de onda (nm) para a cor Fitzpatrick IV em papel, calculada e formulação

5.2.5.5 Formulação Fitzpatrick V

O Gráfico 5.12 mostra o espectro de reflectância da formulação para Fitzpatrick V como uma curva ascendente sem o “W suave”, encontrado nos espectros de Fitzpatrick V em papel e calculado. O cálculo de Fitzpatrick IV foi muito próximo ao espectro de Fitzpatrick V em papel, porém o espectro da amostra não foi tão coincidente. A variação de R da formulação foi entre ~0,4-0,6.

Gráfico 5.12 - Reflectância (R) em função de comprimento de onda (nm) para a cor Fitzpatrick IV em papel, calculada e formulação

5.2.5.6 Formulação Fitzpatrick VI

O Gráfico 5.13 mostra o espectro de reflectância da formulação para Fitzpatrick VI como uma curva descendente até o ponto de máxima absorção, ~515nm e depois em platô. A variação de R da formulação foi entre ~0,3-0,5.

Gráfico 5.13 - Formulação para a cor Fitzpatrick VI calculada, formulação e reflectância do papel em função de comprimento de onda (nm)

Mesmo com a discrepância matemática e a falta de precisão entre as três referências (Escala de Fitzpatrick em papel, cálculos para a cor de Fitzpatrick e a formulação para a cor de Fitzpatrick), um certo grau de liberdade foi permitido, visto que o olho humano pode se iludir com ilusão óptica. As formulações de Fitzpatrick obtidas com a metodologia descrita ao longo desta sessão foram visualmente compatíveis com a referência da Escala de Fitzpatrick em papel, como ilustrado na Figura 5.17.

Figura 5.17 - A Escala Fitzpatrick contrastada com as amostras obtidas das formulações testadas

Fonte: a autora

5.2.6 Fotoenvelhecimento acelerado

As amostras selecionadas para fotoenvelhecimento acelerado foram: translúcido, Light Buff P413, Dark Brown P418 as formulações de Fitzpatrick I, II, III, IV, V e VI obtidas a partir da mistura das *Master Shades*.

5.2.6.1 Formulação Fitzpatrick III

A partir da análise dos espectros de todas as amostras envelhecidas, a formulação para Fitzpatrick III apresentou a fotodegradação mais acentuada após 8640 minutos (144 horas) de exposição. Os Gráficos 5.14 e 5.15 mostram as mudanças graduais nas bases dos espectros e a máxima absorção de Fitzpatrick III.

Gráfico 5.14 - Todas as medidas para a sequência de decaimento ao longo do tempo para a Formulação Fitzpatrick III, reflectância (R) em função de comprimento de onda (nm). Amostra sem exposição e envelhecida sob simulador solar durante 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.15 - Sequência de decaimento para a Formulação de Fitzpatrick III (sem exposição, 1 hora, 3 horas, 6 horas, 12 horas, 24 horas, 72 horas e 144 horas de exposição à simulação solar). Reflectância (R) em função de comprimento de onda (nm)

A partir da sequência de degradação ao longo do tempo de Fitzpatrick III mostrada na sequência de Gráficos 5.16, 5.17, 5.18, 5.19, 5.20, 5.21 e 5.22, concluiu-se que a degradação mais rápida aconteceu na faixa de espectro da cor vermelha, correspondente a 375nm (Gráfico 5.16).

Gráfico 5.16 - Valores de reflectância da Formulação de Fitzpatrick III em 375nm em função do tempo até 8640 minutos

Gráfico 5.17 - Valores de reflectância da Formulação de Fitzpatrick III em 435nm em função do tempo até 8640 minutos

Gráfico 5.18 - Valores de reflectância da Formulação de Fitzpatrick III em 470nm em função do tempo até 8640 minutos

Gráfico 5.19 - Valores de reflectância da Formulação de Fitzpatrick III em 490nm em função do tempo até 7200 minutos

Gráfico 5.20 - Valores de reflectância da Formulação de Fitzpatrick III em 515nm em função do tempo até 8640 minutos

Gráfico 5.21 - Valores de reflectância da Formulação de Fitzpatrick III em 550nm em função do tempo até 8640 minutos

Gráfico 5.22 - Valores de reflectância da Formulação de Fitzpatrick III em 615nm em função do tempo até 8640 minutos

5.2.6.2 Análise do espectro de Red P112 (Vermelho) na concentração contida na Formulação de Fitzpatrick III

Como a fotodegradação mais drástica foi encontrada no vermelho (pigmento Red P112) contido na Formulação de Fitzpatrick III, esta mesma concentração de 20 μ L de Red P112 diluído em 165.28 μ L de tolueno foi isolada em uma amostra de 1 mL de silicone A-223-30 e envelhecida conforme a mesma metodologia descrita na Sessão 4.2.2.

5.2.6.2.1 Red P112 (vermelho) 20 μ L diluído em 165.28 μ L de tolueno. Amostra vulcanizada na *Hotplate*

O padrão de fotodegradação do pigmento Red P112 isolado na amostra de 1mL de silicone A-223-30 é mostrado no Gráfico 5.23.

Gráfico 5.23 – Reflectância (R) em função de comprimento de onda (nm). Solução de 20 μ L de Red P112 diluída em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. Amostra preparada na *Hotplate* misturando 20 μ L dessa solução com 1mL de silicone. Os comprimentos de onda mostrados foram de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

A sequência de gráficos 5.24, 5.25, 5.26, 5.27, 5.28, 5.29, 5.30, 5.31 e 5.32 mostra o padrão de decaimento do pigmento Red P112 empregado na Formulação Fitzpatrick III.

Gráfico 5.24 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 375nm. Solução de 20 μ L de Red P112 diluída em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. Amostra preparada na *Hotplate* misturando 20 μ L desta solução com 1mL de silicone. Amostra sem exposição e envelhecida sob simulador solar durante 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.25 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 435nm. Solução de 20 μ L de Red P112 diluída em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. Amostra preparada na *Hotplate* misturando 20 μ L desta solução com 1mL de silicone. Amostra sem exposição e envelhecida sob simulador solar durante 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.26 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 470nm. Solução de 20 μ L de Red P112 diluída em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. Amostra preparada na *Hotplate* misturando 20 μ L desta solução com 1mL de silicone. Amostra sem exposição e envelhecida sob simulador solar durante 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.27 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 505nm. Solução de 20 μ L de Red P112 diluída em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. Amostra preparada na *Hotplate* misturando 20 μ L desta solução com 1mL de silicone. Amostra sem exposição e envelhecida sob simulador solar durante 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.28 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm. Solução de 20 μ L de Red P112 diluída em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. Amostra preparada na *Hotplate* misturando 20 μ L desta solução com 1 mL de silicone. Amostra sem exposição e envelhecida sob simulador solar durante 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.29 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 550nm. Solução de 20 μ L de Red P112 diluída em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. Amostra preparada na *Hotplate* misturando 20 μ L desta solução com 1mL de silicone. Amostra sem exposição e envelhecida sob simulador solar durante 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.30 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 615nm. Solução de 20 μ L de Red P112 diluída em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. Amostra preparada na *Hotplate* misturando 20 μ L desta solução com 1mL de silicone. Amostra sem exposição e envelhecida sob simulador solar durante 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.32 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 750nm menos reflectância em 505nm. Solução de 20 μ L de Red P112 diluída em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. Amostra preparada na *Hotplate* misturando 20 μ L desta solução com 1mL de silicone. Amostra sem exposição e envelhecida sob simulador solar durante 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

5.2.6.2.2 Red P112 (vermelho) 20 μ L diluído em 165.28 μ L de tolueno. Amostra vulcanizada no forno a vácuo

Com a finalidade de eliminar o oxigênio, um fator de degradação, a amostra foi preparada como descrito na Seção 5.2.6.2.1 e vulcanizada em forno a vácuo (ver Material e Métodos, Seção 4.2.2). O padrão de fotodegradação sob exposição a simulador solar é mostrado no Gráfico 5.33.

A sequência de gráficos 5.34, 5.35, 5.36, 5.37, 5.38, 5.39, 5.40, 5.41 e 5.42 mostra o padrão de decaimento do pigmento Red P112 empregado na amostra vulcanizada em forno a vácuo.

Gráfico 5.33 - Reflectância em função de comprimento de onda (nm), de uma amostra preparada no forno de vácuo com pressão de 80MPa. A solução foi preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. As amostras foram obtidas misturando 20 μ L desta solução com 1 mL de silicone. Os comprimentos de onda vão de sem exposição e envelhecem sob simulador solar durante 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.34 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 375nm, de uma amostra preparada no forno de vácuo com pressão de 80 MPa. A solução foi preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. As amostras foram obtidas misturando 20 μ L desta solução com 1mL de silicone. Os comprimentos de onda vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.35 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 435nm, de uma amostra preparada no forno de vácuo com pressão de 80MPa. A solução foi preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. As amostras foram obtidas misturando 20 μ L desta solução com 1 mL de silicone. Os comprimentos de onda vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.36 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 470nm, de uma amostra preparada no forno de vácuo com pressão de 80 MPa. A solução foi preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. As amostras foram obtidas misturando 20 μ L desta solução com 1 mL de silicone. Os comprimentos de onda vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.37 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 490nm, de uma amostra preparada no forno de vácuo com pressão de 80 MPa. A solução foi preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. As amostras foram obtidas misturando 20 μ L desta solução com 1 mL de silicone. Os comprimentos de onda vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.38 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm, de uma amostra preparada no forno de vácuo com pressão de 80 MPa. A solução foi preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. As amostras foram obtidas misturando 20 μ L desta solução com 1 mL de silicone. Os comprimentos de onda vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.39 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 550nm, de uma amostra preparada no forno de vácuo com pressão de 80MPa. A solução foi preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. As amostras foram obtidas misturando 20 μ L desta solução com 1 mL de silicone. Os comprimentos de onda vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.40 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 615nm, de uma amostra preparada no forno de vácuo com pressão de 80MPa. A solução foi preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. As amostras foram obtidas misturando 20 μ L desta solução com 1 mL de silicone. Os comprimentos de onda vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.41 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 750nm, de uma amostra preparada no forno de vácuo com pressão de 80 MPa. A solução foi preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. As amostras foram obtidas misturando 20 μ L desta solução com 1mL de silicone. Os comprimentos de onda vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720, 1440, 4320 e 8640 minutos

Gráfico 5.42 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 750nm menos reflectância em 515nm. Solução de 20 μ L de Red P112 diluída em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L. Amostra preparada no forno de vácuo com pressão de 80MPa misturando 20 μ L desta solução com 1mL de silicone. Passa de sem exposição e envelhece sob simulador solar durante 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 40, 60, 180, 360, 720 , 1440, 4320 e 8640 minutos

Para escolher o melhor processo de cura, de acordo com a melhor estabilidade de cor ao longo do tempo de exposição, ambas as diferenças de reflectância dos espectros de 750nm menos 515nm das amostras vulcanizadas no forno a vácuo e na *Hotplate* foram plotadas no Gráfico 5.43.

Gráfico 5.43 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo contrastando amostras preparadas no forno de vácuo com pressão de 80MPa (em azul) versus amostras preparadas na placa de aquecimento (em vermelho)

Como ambos resultados mostraram o mesmo padrão de estabilidade de cor, a decisão foi continuar vulcanizando as amostras na *Hotplate*.

5.2.6.3 Adição de nanomateriais

Tendo decidido os dois nanomateriais a serem testados, TiO_2 e SiO_2 , foi feito um conjunto de diferentes concentrações a partir da referência de 1mL de peso de silicone, cuja média de 5 medidas foi de 1,136g. A Figura 5.18 apresenta diferentes concentrações em peso: 0,1% - 0,2% - 1% - 5% - 10%.

Devido à mudança visível de opacidade, a concentração de 10% foi excluída.

Oito amostras de silicone A-223-30 contendo o pigmento Red P112 na diluição empregada para Fitzpatrick III, acrescidas dos nanomateriais TiO_2 ou SiO_2 nas concentrações em peso 0,1% - 0,2% - 1% - 5% foram preparadas e vulcanizadas na *Hotplate*. A seguir, a mensuração espectroscópica foi realizada (Gráficos 5.44 para SiO_2 e Gráfico 5.45 para TiO_2).

Figura 5.18 - Nanopartículas adicionadas ao silicone A-223-30 em diferentes concentrações. A foto foi tirada sob luz solar natural e pode capturar suas respectivas mudanças visíveis de opacidade

SiO₂

Gráfico 5.44 - Reflectância em relação ao comprimento de onda (nm) de uma amostra preparada na *Hotplate* misturando 1mL de silicone adicionado de 20μL de uma solução de 20μL de Red P112 (vermelho) diluído em 165,28μL de tolueno, sem exposição e adicionado de quatro concentrações diferentes de SiO₂ em peso %, 0,2%, 1% e 5%)

TiO₂

Gráfico 5.45 - Reflectância em relação ao comprimento de onda (nm) de uma amostra preparada na *Hotplate* misturando 1 mL de silicone adicionado de 20µL de uma solução de 20µL de P112 vermelho diluído em 165,28µL de tolueno, sem exposição e adicionado de quatro concentrações diferentes de TiO₂ em peso %, 0,2%, 1% e 5%)

Para a identificação das melhores e piores concentrações, as amostras contendo concentrações de SiO₂ ou TiO₂ a 0,1%, 0,2%, 1% e 5% foram comparadas de acordo com dois critérios:

- A) Foram comparados comprimentos de onda das amostras expostas não expostas e do simulador solar mais longo em concentrações de 0,1%, 0,2%, 1% e 5%. O comprimento de onda de exposição mais longo que diferiu menos do comprimento de onda de referência não exposto;
- B) Padrão de decaimento da refletância ao longo do tempo. A adição de um nanomaterial teve como objetivo estabilizar a decaimento da cor, portanto, o melhor resultado considerado foi o que mostra os valores de refletância mais uniformes ao longo do tempo, sob simulação solar, para diferentes referências de comprimento de onda.

O silicone pigmentado com Red P112 misturado com SiO₂ a 5% apresenta o comprimento de onda que é o melhor resultado, ou seja, o comprimento de onda de exposição mais longo difere menos do comprimento de onda de referência não

exposto (Gráfico 5.46). Esse resultado foi o melhor em comparação com todas as concentrações de SiO_2 e TiO_2 .

Gráfico 5.46 - Após 4320 minutos de exposição ao simulador solar Sun 2000, o silicone pigmentado com vermelho e misturado com SiO_2 5% apresenta o melhor resultado, comparado ao comprimento de onda inicial

O melhor resultado foi considerado como sendo o decréscimo de reflectância mais lento ao longo do tempo, como mostrado nos gráficos de decaimento de cor seguintes para o silicone pigmentado Red P112 misturado com SiO_2 5% (Gráficos 5.47, 5.48, 5.49, 5.50, 5.51, 5.52, 5.53, 5.54, 5.55, 5.56):

Gráfico 5.47 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 375nm, de uma amostra preparada com 20 μL de Red P112 diluído em 165,28 μL de tolueno 20 μL adicionado de SiO_2 a 5%. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720 e 1440 minutos

Gráfico 5.48 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 435nm, de uma amostra preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L adicionado de SiO₂ a 5%. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720 e 1440 minutos

Gráfico 5.49 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 470nm, de uma amostra preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L adicionado de SiO₂ a 5%. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720 e 1440 minutos

Gráfico 5.50 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 490nm, de uma amostra preparada com 20µL de Red P112 diluído em 165,28µL de tolueno 20µL adicionado de SiO₂ a 5%. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720 e 1440 minutos

Gráfico 5.51 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 505nm, de uma amostra preparada com 20µL de Red P112 diluído em 165,28µL de tolueno 20µL adicionado de SiO₂ a 5%. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720 e 1440 minutos

Gráfico 5.52 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm, de uma amostra preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L adicionado de SiO₂ a 5%. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720 e 1440 minutos

Gráfico 5.53 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 550nm, de uma amostra preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L adicionado de SiO₂ a 5%. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720 e 1440 minutos

Gráfico 5.54 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 615nm, de uma amostra preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L adicionado de SiO₂ a 5%. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720 e 1440 minutos

Gráfico 5.55 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 750nm, de uma amostra preparada com 20 μ L de Red P112 diluído em 165,28 μ L de tolueno 20 μ L adicionado de SiO₂ a 5%. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360, 720 e 1440 minutos

Gráfico 5.56 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo a partir de 515nm subtraído do espectro de base de 750nm de SiO₂ 5% misturado em 1 mL de silicone e 20µL de uma solução de 20µL de Red P112 diluído em 165,28µL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

O silicone pigmentado com Red P112 (vermelho) misturado com SiO₂ 0,2% apresenta o pior resultado: comprimento de onda final com maior decaimento em relação ao inicial sem exposição. A exposição ao simulador solar alterou rapidamente o comprimento de onda da amostra (Gráfico 5.57).

Gráfico 5.57 - Após 4320 minutos de exposição ao simulador solar, o silicone pigmentado vermelho misturado com SiO₂ 0,2% apresenta o comprimento de onda que é o pior resultado, isto é, com a maior diferença em relação à referência não exposta

A sequência seguinte exibe o padrão de decaimento para o vermelho adicionado de SiO₂ 0,2% (Gráficos 5.58 e 5.59).

Gráfico 5.58 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo de 515nm de SiO₂ 0,2% misturado em 1 mL de silicone e 20µL de uma solução de 20µL de P112 vermelho diluído em 165,28µL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

Gráfico 5.59 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm subtraído do espectro de base de 750 nm de SiO₂ 0,2% misturado em 1 mL de silicone e 20 µL de uma solução de 20 µL de P112 vermelho diluído em 165,28 µL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

A sequência seguinte exibe o padrão de decaimento para o vermelho adicionado de SiO₂ 0,1% (Gráficos 5.60 e 5.61).

Gráfico 5.60 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm de SiO₂ 0,1% misturado em 1mL de silicone e 20µL de uma solução de 20µL de Red P112 (vermelho) diluído em 165,28µL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

Gráfico 5.61 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm subtraído do espectro de base de 750nm de SiO₂ 0,2% misturado em 1mL de silicone e 20 µL de uma solução de 20µL de P112 vermelho diluído em 165,28µL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

A sequência seguinte exibe o padrão de decaimento para o Red P112 (vermelho) adicionado de SiO₂ 1% (Gráficos 5.62 e 5.63).

Gráfico 5.62 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm de SiO₂ 1% misturado em 1 mL de silicone e 20μL de uma solução de 20μL de Red P112 diluído em 165,28μL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

Gráfico 5.63 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm subtraído do espectro de base de 750nm de SiO₂ 0,2% misturado em 1 mL de silicone e 20μL de uma solução de 20μL de Red P112 diluído em 165,28μL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

O TiO_2 , como mostrado na Figura 5.18, traz mudanças visualmente significativas na opacidade. Além disso, não teve um bom desempenho em comparação com SiO_2 em relação à fotoestabilidade ao longo do tempo. Os padrões de decaimento ao longo do tempo são mostrados na seguinte sequência de Gráficos: 5.64, 5.65, 5.66, 5.67, 5.68, 5.69, 5.70 e 5.71.

Gráfico 5.64 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm do TiO_2 0,1% misturado em 1 mL de silicone e 20 μL de uma solução de 20 μL de Red P112 diluído em 165,28 μL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

Gráfico 5.65 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm subtraído do espectro de base de 750nm de TiO_2 0,1% misturado em 1mL de silicone e 20 μL de uma solução de 20 μL de Red P112 diluído em 165,28 μL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

Gráfico 5.66 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm de TiO₂ 0,2% misturado em 1mL de silicone e 20µL de uma solução de 20µL de Red P112 (vermelho) diluído em 165,28µL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

Gráfico 5.67 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm subtraído do espectro de base de 750nm de TiO₂ 0,2% misturado em 1 mL de silicone e 20µL de uma solução de 20µL de P112 vermelho diluído em 165,28µL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

Gráfico 5.68 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo de 515nm de TiO₂ 1% misturado em 1mL de silicone e 20μL de uma solução de 20μL de Red P112 diluído em 165,28μL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

Gráfico 5.69 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo a partir de 515nm subtraído do espectro de base de 750nm de TiO₂ 1% misturado em 1 ml de silicone e 20μL de uma solução de 20μL de P112 vermelho diluído em 165,28μL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

Gráfico 5.70 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm de TiO₂ 5% misturado em 1mL de silicone e 20μL de uma solução de 20μL de Red P112 diluído em 165,28μL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

Gráfico 5.71 - Padrão de decaimento da reflectância ao longo do tempo em 515nm subtraído do espectro de base de 750nm de TiO₂ 5% misturado em 1 ml de silicone e 20μL de uma solução de 20μL de P112 vermelho diluído em 165,28μL de tolueno. Os comprimentos de onda mostrados neste gráfico vão de sem exposição e envelhecidos sob simulador solar por 60, 180, 360 e 720 minutos

6 DISCUSSÃO

A discussão foi dividida em duas seções. A Seção 6.1 aborda aspectos de relevância para o planejamento cirúrgico. A Seção 6.2 discute os silicone maxilofacial.

Conforme afirmam Karakoca et al. (2010), uma prótese geralmente necessita ser substituída por falhas mecânicas da infraestrutura e intermediários do sistema de retenção, ou por descoloração do silicone.

Este estudo abordou estes dois aspectos relevantes.

Para uma melhor troca de comunicação entre profissionais através de registros clínicos, uma notação sugerida para a cor da pele é a Escala de Fitzpatrick. Com este ponto de partida, foram estabelecidas fórmulas matemáticas, com base nos resultados das investigações espectroscópicas. Com essa informação, o protesista bucomaxilofacial será capaz de economizar tempo clínico e conseguir mais rapidamente uma cor de pele reproduzível.

Ao contrastar o comportamento biomecânico no osso temporal do implante craniofacial Brånemark hexágono externo, com o sistema de implante cone Morse empregando a Análise por Elementos Finitos, sugeriu-se uma nova filosofia de tratamento, deixando aberta discussão para futuras pesquisas.

6.1 Análise por elementos finitos dos implantes maxilofaciais extraorais com conexão hexágono externo e cone Morse

Os pontos de referência craniométrica de Cesar (2003) empregados nesta investigação são compatíveis com os locais de instalação de implantes desejáveis sugeridos por Tolman e Desjardins (1991), e também por Lundgren et al. (1993): tendo o canal auditivo imaginariamente colocado como o centro de um relógio, estes pontos são de 6-9-12 horas (para o temporal direito) e 12-3-6 (para o temporal esquerdo).

As espessuras ósseas encontradas com o compasso de Bertillon de acordo com a metodologia de César (2003) foram compatíveis com os resultados de Olate et al. (2011). Neste estudo, 40 tomografias *cone beam* foram analisadas com o

software InVesalius 3.0. Foram encontradas as seguintes espessuras ósseas nas regiões periauriculares: $2.93\text{mm} \pm 0.55\text{mm}$ para a região superior e $3.1\text{mm} \pm 0.7\text{mm}$ para a região inferior. Eles afirmaram que a região do processo mastóide permite a instalação de implantes de 5mm de comprimento.

Para a simulação, foram assumidas para o osso medular propriedades de material linear elástico, sem condição de ruptura. A análise durante a plasticidade só seria necessária caso a tensão de escoamento ultrapassasse os valores estabelecidos. Justamente por essa análise, foram considerados os valores de Tensões Principais Máximas e Mínimas, e Tensão de von Mises, o que permite a comparação dos resultados.

Os conjuntos nº 1 e nº 2, conexão protética cone Morse plataforma 3.7, com intermediários de 45° , mostraram padrão de distribuição de tensões favoráveis para os pontos N e S. Com os intermediários de 2mm, a Tensão Principal Máxima durante a tração foi a menor dentre todos os conjuntos analisados, 0.51MPa (Quadro 5.1). Este dado demonstra que o comportamento biomecânico é preferível quando empregados implantes cone Morse de plataforma 3.7 com intermediários de 45° . Intermediários de 20° devem ser evitados, como visto nos Conjuntos nº 3 e 4. Quanto à altura do intermediário, intermediários de 2mm apresentam comportamento biomecânico melhor do que os de 4mm de altura.

Os implantes com conexão protética cone Morse e plataforma 4.0 (Conjuntos nº 5, 6 e 7) comportaram-se favoravelmente. A utilização com intermediários de 45° e altura de 4mm mostrou-se desaconselhável (Conjunto nº 8).

O planejamento cirúrgico para implante de conexão protética cone Morse e plataforma 3.7 sugerido é de colocação em dois sítios, nos pontos N (3 horas para o temporal esquerdo, 9 horas para o temporal direito) e S (mastóide, 6 horas para ambos os lados). Para implante de conexão protética cone Morse plataforma 4.0, a colocação de implantes nos pontos H, S, N apresentou comportamento biomecânico adequado.

O implante extraoral Brånemark hexágono externo, com plataforma 4.1 (regular ou expandida) comportou-se muito adequadamente com intermediários de 20° , com alturas de 2mm ou 4mm (Conjuntos nº 9, 10, 13 e 14).

É desaconselhável o emprego de implante extraoral Brånemark hexágono externo, com plataforma 4.1 (regular or expandida) com intermediários de 45° (Conjuntos nº 11, 12, 15 e 16).

Até a data de conclusão deste trabalho, não foram encontrados artigos discutindo a distribuição de tensões de implantes extraorais sobre o osso temporal, empregando Análise por Elementos Finitos. Princípios de desenho dos implantes e sua influência na cicatrização óssea fora da cavidade bucal ainda precisam ser abordados, como cada osso e cada condição de carga apresentam diferenças ósseas de cicatrização, sequência e de interfaces. Em adição, ajustes de clipe de 0.15mm podem resultar em aumento de carga da ordem de 25% (Wolfaardt et al., 2003). Não há comparação pelo Método dos Elementos Finitos quanto ao comportamento biomecânico dos intermediários em próteses auriculares implantossuportadas, no que concerne conicidade ou altura dos mesmos.

Abbas et al. (2017) empregaram o Método dos Elementos Finitos para comparar três sistemas de conexão barra clipe: barra de Hader com três cliques, barra de Hader com um clipe e dois conectores extracoronários resilientes (ERAs) e uma barra de Hader com um clipe e dois Locators. Neste estudo, foram analisadas as tensões de von Mises sobre os componentes protéticos, diferentemente do estudo presente. Importante destacar que os autores encontraram a angulação de remoção dos cliques e conectores a 45° apresentando tensões muito maiores que a 90°. A orientação ao paciente para remoção das prótese auriculares a 90° e o uso de uma conexão com menor força de retenção para reduzir as tensões é recomendada. Diferentemente do propósito desta tese, as tensões sobre o osso temporal adjacente aos implantes para retenção de prótese auricular não foram analisadas.

Quanto ao comportamento de remodelação óssea para implantes em mandíbula, Li et al. (2007) desenvolveram um modelo matemático pelo método dos elementos finitos, levando em consideração os princípios de biologia óssea estabelecidos por Frost (1960) e Wolff (1986). Neste modelo, a tração ou compressão aplicadas são relacionadas à densidade óssea correspondente. Por exemplo, 5MPa em um osso de densidade de 0,8 a 1,1g/cm³ provocam crescimento de tecido ósseo. O modelo cobriu tensões até 30 MPa e densidades ósseas de até 1,8g/cm³.

É importante destacar que mesmo provendo dados que seriam impossíveis de ser obtidos com outras técnicas, a Análise por Elementos Finitos aplicada à Odontologia ainda necessita ser validada por métodos complementares, como ensaio de fotoelasticidade, análises *in vitro* e *in vivo* (Soares, 2012).

6.2 Investigação de fotoestabilidade e caracterização espectroscópica de um elastômero maxilofacial modificado tipo A

De acordo com Gary e Smith (1998), a mudança de coloração sempre é esperada. Pigmentos intrínsecos sempre apresentam menor alteração de cor. Aumentar a estabilidade da cor é um problema que ainda necessita ser mais pesquisado. Estes autores consideram os absorvedores UV como uma solução parcial em relação à estabilidade dos pigmentos.

A influência da subtração do oxigênio não foi significativa o suficiente para considerar a preparação das amostras no forno a vácuo. Isto foi provado quando foram preparadas amostras com o pigmento Red P112 a partir da concentração presente na formulação de Fitzpatrick III (20 μ L de pigmento Red P112 diluídos em 165.2 μ L de tolueno) preparados na Hotplate conforme a metodologia desenvolvida nesta investigação.

Em contrapartida, a adição de nanopartículas se provou bastante eficiente para reduzir a velocidade de degradação de cor.

SiO₂ em todas as concentrações testadas não mostrou interferências visuais significativas de cor. O melhor desempenho de todos os nanomateriais testados, reduzindo a fotodegradação, foi do SiO₂ em concentração de 5%. Pode ser agregado ao silicone maxilofacial a fim de reduzir o desbotamento de uma prótese extraoral.

TiO₂ testado mostrou um efeito ligeiro de retardamento de degradação em comparação ao SiO₂, e pode ser empregado como um opacificador com esta propriedade benéfica durante a pigmentação do silicone. O TiO₂ em concentração de 0.1% é forte o suficiente para opacificar o silicone, de modo que a coloração obtida tenha a translucidez de pele natural.

7 CONCLUSÕES

(i) Sugere-se que Implantes com conexão cone Morse plataforma 3.7 sejam empregados com intermediários de 45° com altura de 2mm. O planejamento cirúrgico precisa visar a instalação a 3 horas para o temporal esquerdo e 9 horas para o temporal direito, mais 6 horas (mastóide).

Implantes com conexão cone Morse plataforma 4.0 apresentaram comportamento biomecânico desejável com intermediários de 20° e alturas de 2mm or 4mm. Para implantes com conexão cone Morse plataforma 4.0, sugere-se a instalação aos pontos nomeados como H, N e S, correspondentes a 6-9-12 horas para o temporal direito, e 12-6-3 para o esquerdo, visando comportamento biomecânico adequado. Para os implantes extraorais Brånemark hexágono externo com plataforma 4.1 regular ou expandida, sugere-se a utilização de intermediários de 20°.

(ii) O SiO₂ 5% pode ser adicionado à preparação do silicone para retardar o desbotamento da prótese maxilofacial.

O TiO₂ traz mudanças visuais significativas e pode ser considerado como opacificador.

REFERÊNCIAS¹

Abbas AA, Santiwong P, Wonglamsam A, Srithavaj T, Chanthasopeephan T. Evaluation of stress distribution on implant-retained auricular prostheses: the finite element method. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2017 Mar-Apr; 32(2):251-8.

Abu-Serriah MM, McGowan DA, Moos KF, Bagg J. Extra-oral endosseous implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Surg*. Oct 2003; 32(5):452-8.

American Society for Testing and Materials. Standard Practice for Xenon Arc Exposure Test with Enhanced Light and Water Exposure for Transportation Coatings (ASTM D 7869-13). 2013. doi: 10.1520/D7869-13.

ANDOR, Oxford Instruments. Absorption/ Transmission/ Reflection Spectroscopy [Internet]. 2016 [citado em 16 Mar 2016]. Disponível em: <http://www.andor.com/learning-academy/absorption-transmission-reflection-spectroscopy-an-introduction-to-absorption-transmission-reflection-spectroscopy>.

Angelopoulou E. The Reflectance Spectrum of Human Skin The Reflectance Spectrum of Human Skin (Technical Report MS-CIS-99-29). Tech Reports [Internet] 1999 [citado em 15 Out 2014] (Paper 584):1–14. Disponível em: http://repository.upenn.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1616&context=cis_reports.

Albrektsson T. Hard tissue implant interface. *Austr Dental J*. 2008 Jun;53 Suppl:S34-S38. doi: 10.1111/j.1834-7819.2008.00039.x.

Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency. Fitzpatrick Skin Type. [Internet] 2014. [citado em 28 Out 2016]. Disponível em: <http://www.arpansa.gov.au/pubs/RadiationProtection/FitzpatrickSkinType.pdf>.

Barnhart G. A new material and technic in the art of somato-prosthesis. *J Dent Res*. 1960 Jul-Aug;39:836-44.

Beatty MW, Mahanna GK, Dick K, Jia W. Color changes in dry-pigmented maxillofacial elastomer resulting from ultraviolet light exposure. *J Prosthet Dent*. 1995;74(5):493–8.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Becker DG, Lai SS, Wise JB, Steiger JD. Analysis in otoplasty. *Facial Plast Surg Clin N Am*. 2006 May;14(2):63-71. Review.

Bornstein MM, Jones AA, Wilson TG, Cochran DL. Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in canine mandibles. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Mar;19(3):233-41. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01473.x.

Brånemark P-I. Vital microscopy of bone marrow in rabbit. *Scand J Clin Lab Invest*. 1959;11(Suppl.38):1-82.

Brånemark P-I, Albrektsson T. Titanium implants permanently penetrating human skin. *Scand J Plast Rec Surg*. 1982(16):17-21. doi: 10.3109/02844318209006565.

Brånemark P-I. Osseointegration and its experimental studies. *J Prosthet Dent*. 1983; 50: 399-410

Cesar AF. Localização de pontos de maior espessura óssea ao redor do conduto auditivo visando instalação de implantes extra-orais para retenção de prótese auricular [dissertação]. São Paulo: Universidade Santo Amaro, Faculdade de Odontologia; 2003.

Chu SJ, Devigus A, Paravina RD, Mielezsko AJ. Fundamentos da cor. Seleção e comunicação da cor em odontologia estética. São Paulo: Quintessence Ed. Ltda.; 2012. 157 p.

Clark J. The Beer-Lambert Law [Internet] 2007. [citado em 23 Ago 2016]. Disponível em: <http://www.chemguide.co.uk/analysis/uvvisible/beerlambert.html>

CNG Soluções Protéticas. Manual de Referência do Produto. São Paulo: CNG Soluções Protéticas; 2013. 73 p.

Cohen-Tannoudji C, Diu B, Lalöe F. Quantum mechanics. New York: Wiley; 1992. 1524 p.

Conde Neto JA. Estudo sobre o comportamento biomecânico de implantes curtos com variação da espessura cortical óssea por meio do método dos elementos finitos [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012.

Curi MM, Oliveira MF, Molina G, Cardoso CL, Oliveira LDG, Brånemark P-I, Ribeiro KCB. Extraoral implants in the rehabilitation of craniofacial defects: implant and prosthesis survival rates and peri-implant soft tissue evaluation. *J Oral Maxillofac Surg*. 2012 Jul;70(7):1551-7. doi: 10.1016/j.jams.2012.03.011.

Destination Skin [Internet]. Disponível em: <http://www.destinationskin.com/blog/hair-removal-darker-skin/> [2013?] [citado em 20 Nov 2014]

Dlugos JF, Taylor JT. Visible reflectance spectroscopy of human skin: the use of CIE $L^*a^*b^*$ color analysis for *in vivo* ethnic skin characterisation. Waltham: PerkinElmer; 2012. 6 p.

Doi M, Tominaga S. Spectral estimation of human skin color using the Kubelka-Munk theory. *Proc SPIE*. 2003;5008:221–8. doi: 10.1117/12.472026.

Edwards EA, Duntley SQ. The pigments and color of living human skin. *Am J Anat*. 1939;65(1):1–33.

Ferguson S. Classifying color. [Internet] 2009. [citado em 1 Fev 2017]. Disponível em: <https://www.dunnedwards.com/colors/specs/posts/classifying-color>

Fitzpatrick TB. Soleil et peau. [Francês] *J Med Esthet*. 1975;2:33-4.

Fitzpatrick TB. The validity and practicality of sun reactive skin types I through VI. *Arch Dermatol*. 1988 Jun;124:869-71.

Frost HM. Presence of microscopic cracks in vivo in bone. *Bulletin of Henry Ford Hospital* 1960;8:25-35.

Gary JJ, Smith CT. Pigments and their application in maxillofacial elastomers: a literature review. *J Prost Dent*. 1998 Aug; 80(2):204-8

Gladwell M, Viozzi C. Temporal bone fractures: a review for the oral and maxillofacial surgeon. *J Oral Maxillofac Surg*. 2008 Mar;66(3):513-22. doi: 10.1016/j.jams.2007.08.039.

Goethe JW. *Farbenkreis zur Symbolisierung des "menschlichen Geistes- und Seelenlebens"*. [Alemão] 1809. Disponível em:

http://www.kisc.meiji.ac.jp/~mmandel/recherche/goethe_farbenkreis.html [Acesso em 3/2/2017]

Gultekin BA, Gultekin P, Yalcin S. Application of finite element analysis in implant dentistry. In: Ebrahimi F, editor. Finite element analysis: new trends and developments. Rijeka: InTechOpen, 2012. P. 21-54.

Hatt JA. The Colorist. A Red/Green/Violet color wheel. New York: D. Van Nostrand Publishers Co. 1908.

Higham N. Mathematics in Color. [Internet] 2015. [citado em 1 Fev 2017]. Disponível em: <https://nickhigham.wordpress.com/2015/09/14/mathematics-in-color/>

INP Biomedical. Catálogo de produtos INP. São Paulo: INP Biomedical; 2013. 73 p.

Karakoca S, Aydin C, Yilmaz H, Bal BT. Retrospective study of treatment outcomes with implant-retained extraoral prostheses: survival rates and prosthetic complications. J Prosthet Dent. 2010 Feb; 103(2):118-26. doi: 10.1016/50022-3913(10)60016-7.

Labsphere, Inc. Spectralon® Diffuse Reflectance Standards. High Lambertian reflectance over their effective spectral range. North Sutton: Labsphere, Inc. 2015. 2p.

Laser Tools Co., Inc. Green Light Laser Technology. [Internet] 2017. [citado em 1 Fev 2017]. Disponível em: <https://www.lasertoolsco.com/laser-products/green-light-laser-technology>

Le BT, Follmar T, Borzabadi-Faharani A. Poster 14: Assessment of success for short dental implants (8mm) restored with single unit, non-splinted restorations. J Oral Maxillofac Surg. 2012 Sep; 70:Suppl2:e47-e48. doi: 10.1016/j.jams.2012.06.070.

Leow MEL, Ow RKK, Lee MH, Huak CY, Pho RWH. Assessment of colour differences in silicone hand and digit prostheses: Perceptible and acceptable thresholds for fair and dark skin shades. Prosthet Orthot Int. 2006; 30(1): 5-16. doi: 10.1080/03093640500465096

Li J, Li H, Shi L, Fok ASL, Ucer C, Devlin H, Horner K, Silikas N. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. Dental Materials. 2007; 23:1073-8.

Lister T, Wright PA, Chappell PH. Optical properties of human skin. *J Biomed Opt.* 2012 Sep;17(9):090901–1 - 090901–15. doi: 10.1111/1.JBO.17.9.090901. Review.

Lundgren S, Moy PK, Beumer J. Surgical considerations for endosseous implants in the craniofacial region: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1993 Oct;22(5):272-77.

Mancuso DN, Goiato MC, Santos DM. Color stability after accelerated aging of two silicones, pigmented or not, for use in facial prostheses. *Braz Oral Res.* 2009 Apr-Jun;23(2):144–8.

Meglinski IV, Matcher SJ. Quantitative assessment of skin layers absorption and skin reflectance spectra simulation in the visible and near-infrared spectral regions. *Physiol Meas.* 2002 Nov;23(4):741–53.

Mitra A, Choudhary S, Garg H, Jagadeesh HG. Maxillofacial prosthetic materials: an inclination towards silicones. *J Clin Diagnostic Res.* 2014 Dec;8(12):ZE8–ZE13. doi: 10.7860/JCDR/2014/9229.5244. Review.

Montgomery PC, Kiat-Amnuay S. Survey of currently used materials for fabrication of extraoral maxillofacial prostheses in North America, Europe, Asia and Australia. *J Prosthodont.* 2010 Aug;19(6):482–90. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00538.x.

Moss ML, Skalak R, Patel H, Sen K, Moss-Salentijn L, Shinozuka M, et al. Finite element modeling of craniofacial growth. *Am J Orthod.* 1985 Jun;87(6):453-70.

Munsell AH. *A grammar of color.* New York: Van Nostrand Dreinhold, 1969.

Nadeau J. Special prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1968 Jul;20(1):62-76.

Newton I. *Opticks. Or a treatise of the reflections, refractions, inflections and colours of light.* 1st Ed. 1704. Book I, Part II, Proposition VI, Problem 2; 4th Ed. 1730, [Internet] Disponível em: <https://archive.org/details/opticksoratreat00newtgoog> [Acesso em 3/2/2017]

Olate S, Moraes PH, Caria PHF, Barbosa JRA. Analysis of craniofacial thickness for extraoral implants applications. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011(7);e23.
Perestrelo PFM. *Cranial biomechanical simulation [dissertação]* Leiria: Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Leiria; 2012.

PerkinElmer. LAMBDA 850 UV/Vis and LAMBDA 900 UV/VIS/NIR spectrophotometer systems. Shelton: PerkinElmer; 2003. 10 p.

PerkinElmer. Applications and use of integrating spheres with the LAMBDA 650 and 850 UV/Vis and LAMBDA 950 UV/Vis/NIR Spectrophotometers. Shelton: PerkinElmer; 2004. 6 p.

Powell WF. Color and how to use it. Tustin: Walter Foster Publishing; 1984. 64 p.

Ross EV, Miller L. History and fundamentals of light sources in photomedicine. In: Hamblin MR, Huang Y-Y. Handbook of photomedicine. Boca Raton: Taylor & Francis, 2014. P 11-23.

Rubin CT, Lanyon LE. Regulation of bone formation by applied dynamic loads. J Bone Joint Surg. 1984;66-A:397—402.

Sinn DP, Bedrossian E, Vest AK. Craniofacial Implant Surgery. Dent Clin N Am. 2011 Oct;55:847-69(4). doi: 10.1016/j.cden.2011.07.012.

Soares CJ. Finite element analysis in dentistry – improving the quality of oral health care. In: Moratal D, editor. Finite element analysis - from biomedical applications to industrial developments. Rijeka: InTechOpen; 2012. P 25-56.

Thompson GA. Understanding anatomy and physiology. A visual, auditory, interactive approach. 2nd e. Philadelphia: F.A. Davis Co.; 2015. 448 p.

Titaniumfix. Catálogo de produtos. São José dos Campos: Brazil; 2013. 101 p.

Tjellström A, Lindström J, Hallén O, Albrektsson T, Brånemark P-I. Osseointegrated Titanium Implants In The Temporal Bone. Am J Otol. 1981;2(4):304-10.

Tjellström A, Lindström J, Nylén O, Albrektsson T, Brånemark P-I. Directly bone-anchored implants for fixation of aural epistheses. Biomaterials. 1983 Jan;4(1):55-7. doi: 10.1016/0142-9612(83)90072-8.

Tjellström A, Rosenhall U, Lindström J, Hallén O, Albrektsson T, Brånemark P-I. Five-year experience with skin-penetrating bone anchored implants in the temporal bone. Acta Oto-Laryngol. 1983;95(5-6):568-75. doi: 10.3109/00016488309139444.

Tolman DE, Desjardins RP. Extraoral application of osseointegrated implants. *J Oral Maxillofac Surg*. 1991 Jan;49(1):33-45.

Università degli Studi Firenze – Museo di Storia Naturale. Von Luschan's Chromatic Scale and other anthropometric instruments at the Natural History Museum of Florence. [Internet] [citado em 15 Out 2015] Disponível em: <http://www3.unifi.it/msn/CMpro-v-p-69.html>.

Volpato N, Ahrens CH, Petrush G, Ferreira CV, Santos JRLD, Silva JVLD et al. Prototipagem rápida: tecnologia e aplicações. São Paulo: Edgar Blucher; 2007. 272 p.

Wang R, Andrés CJ. Hemifacial microsomia and treatment options for auricular replacement: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 1999 Jun;82(2):197-204.

Weiner L, Fu W, Chirico WJ, Brissette JL. Skin as a living colouring book: How epithelial cells create patterns of pigmentation. *Pigment Cell Melanoma Res*. 2014 Nov;27(6):1014–31. doi: 10.1111/pcmr.12301.

Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous-rooted dental implants. *Implantologist*. 1977;1:104-9.

Willett ES, Beatty MW. Outdoor weathering of facial prosthetic elastomers differing in Durometer hardness. *J Prosthet Dent*. 2015 Mar;113(3):228–35. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.09.009.

Wolff J, editor. The law of bone remodeling [Alemão]. Tradução para o inglês de Maquet PGJ e Furlong R. Nova Iorque: Springer-Verlag; 1986.

Wolfaardt J, Gehl G, Farmand M, Wilkes G. Indications and methods of care for aspects of extraoral integration. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2003; 32: 124–31. doi:10.1054/ijom.2002.0340

ANEXO A – Parecer consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP														
DADOS DO PROJETO DE PESQUISA														
Título da Pesquisa: Comportamento biomecânico de dois sistemas de implantes extra-orais na região auricular: análise pelo método dos elementos finitos														
Pesquisador: Reinaldo Brito e Dias														
Área Temática:														
Versão: 1														
CAAE: 37482614.9.0000.0075														
Instituição Proponente: Universidade de São Paulo														
Patrocinador Principal: Conselho Nacional de Desenvolvimento e Tecnologia														
DADOS DO PARECER														
Número do Parecer: 884.430														
Data da Relatoria: 09/11/2014														
Apresentação do Projeto:														
<p>O projeto pretende analisar modelos para prótese auricular implantossuportadas pelo sistema barra-clipe. O estudo será realizado totalmente em ambiente computacional em um modelo virtual de osso temporal modelado com as espessuras médias, que receberá diferentes configurações de implantes. O pesquisador levanta a hipótese de que quanto mais uniforme o padrão de distribuição e menor a intensidade das tensões de Von Mises sobre o osso adjacente aos implantes, maior a longevidade dos implantes para suporte do sistema barra-clipe de retenção de prótese auricular.</p>														
Objetivo da Pesquisa:														
Objetivo Primário: Estabelecer um protocolo de planejamento para prótese auriculares implantossuportadas no sistema barra-clipe.														
Objetivo Secundário: Discutir componentes protéticos para implantes extra-orais.														
Avaliação dos Riscos e Benefícios:														
Riscos: Não haverá riscos para qualquer indivíduo porque o trabalho será realizado inteiramente em ambiente computacional.														
Benefícios: Possibilitar planejamento implanto-protético para região auricular visando maior longevidade dos suportes de implantes.														
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td colspan="3">Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2207</td> </tr> <tr> <td>Bairro: Cidade Universitária</td> <td colspan="2">CEP: 05.508-900</td> </tr> <tr> <td>UF: SP</td> <td colspan="2">Município: SÃO PAULO</td> </tr> <tr> <td>Telefone: (11)3091-7960</td> <td>Fax: (11)3091-7814</td> <td>E-mail: cep@husp.br</td> </tr> </table>			Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2207			Bairro: Cidade Universitária	CEP: 05.508-900		UF: SP	Município: SÃO PAULO		Telefone: (11)3091-7960	Fax: (11)3091-7814	E-mail: cep@husp.br
Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2207														
Bairro: Cidade Universitária	CEP: 05.508-900													
UF: SP	Município: SÃO PAULO													
Telefone: (11)3091-7960	Fax: (11)3091-7814	E-mail: cep@husp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Continuação do Parecer 004.000

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa é relevante, pois fornecerá parâmetros a respeito do tipo de conexão protética e de intermediário mais favorável à longevidade das próteses auriculares implantossuportadas com o sistema barra-clipe.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Documentos apresentados: 1)Folha de Rosto, 2)Declaração do CTI, 3)Projeto Anexado.

Anexar a Declaração do CCM-ITA.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto não envolve seres humanos portanto não há necessidade de submissão ao CEP

Situação do Parecer:

Refinado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

SÃO PAULO, 10 de Novembro de 2014

Assinado por:
Maria Gabriela Haye Blazevic
(Coordenador)

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SÃO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: ceplo@usp.br

ANEXO B – Parecer consubstanciado do Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Indicação de pontos craniométricos, visando a instalação de implantes extra orais para a retenção de prótese auricular

Pesquisador: Reinaldo Brito e Dias

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 37482514.9.0000.0075

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: Conselho Nacional de Desenvolvimento e Tecnologia

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 919.018

Data da Relatoria: 18/12/2014

Apresentação do Projeto:

O projeto intitulado "Indicação de pontos craniométricos, visando a instalação de implantes extra orais para a retenção de prótese auricular" tem a finalidade de localizar áreas do conduto auditivo favoráveis a instalação de implantes para a retenção de próteses auriculares. Para tal serão realizadas mensurações em ossos temporais de 40 crânios secos, sendo estas realizadas pelo mesmo operador, empregando compasso para medidas antropométricas.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar as espessuras médias de diferentes pontos ao redor do conduto auditivo, no osso temporal.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Não se aplica

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa é relevante e os seus achados irão além de fornecer, ao cirurgião, parâmetros de referência para instalação de implantes para suporte de próteses auriculares iná, também beneficiar os sujeitos que necessitam deste tipo de prótese.

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SÃO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cep@fop.usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer 019/2014

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O pesquisador anexou todos os documentos necessários. Foram anexados os seguintes Termos de apresentação obrigatória: Folha de Rosto, Carta de Autorização, devidamente assinada, para uso do Laboratório da Unicastelo (que irá fornecer os crânios para realização do estudo) e Projeto detalhado. Este estudo dispensa apresentação do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Recomendações:

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOUSP relatórios parciais anuais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final, utilizando-se da opção "Enviar Notificação" (descrita no Manual "Submeter Notificação", disponível na Central de Suporte - canto superior direito do site www.saude.gov.br/plataformabrasil).

Qualquer alteração no projeto original deve ser apresentada "emenda" a este CEP, de forma objetiva e com justificativas para nova apreciação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O pesquisador fez todas as adequações solicitadas no parecer anterior.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

SAO PAULO, 17 de Dezembro de 2014

Assinado por:
Maria Gabriela Hays Blazevic
(Coordenador)

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2207
Bairro: Cidade Universitária CEP: 05.508-900
UF: SP Município: SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 Fax: (11)3091-7814 E-mail: cepfo@usp.br

ANEXO C – Carta de agradecimento ao Prof. Hugh James Byrne – FOCAS Research Institute – Dublin Institute of Technology – Dublin – Irlanda

Fundada em 1900
"Em constante busca da excelência"

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilofaciais
 Tel. (11)3091 7863

São Paulo, April 12th 2017.

Dear Prof. Byrne,

I acknowledge the co-supervision of Marina Leite Pimentel, related to the Split Fellowship PhD grant from National Council for Scientific and Technological Development of Ministry of Science and Technology of Brazil - CNPq Grant SWB/SWE nº 201064/2015-4.

The research developed at FOCAS Research Institute of Dublin Institute of Technology resulted in the thesis concluded in a session presented at the Dental School of University of São Paulo in April 12th 2017, with the title in Portuguese:

“Reabilitação protética na região auricular: análise por elementos finitos de implantes maxilofaciais extraorais conexão hexágono externo e cone Morse, investigação da fotoestabilidade e caracterização espectroscópica de um elastômero maxilofacial modificado tipo A”.

which translated to English is:

“Prosthetic rehabilitation in the auricular region: finite elements analysis of extraoral maxillofacial implants with external hexagon and Morse taper connection, photostability investigation and spectroscopy characterization of a modified maxillofacial elastomer type-A”.

Thanks again for establishing this partnership.

Sincerely yours,

Reinaldo Brito e Dias

Full Professor and Head Department of Maxillofacial Surgery, Prosthetics and Traumatology School of Dentistry University of São Paulo