RENNAN LUIZ OLIVEIRA DOS SANTOS

**Estudo da eficiência bactericida do biocida policloreto de dialildimetilamônio
em materiais usados para confecção de próteses orais e faciais**

São Paulo

2016

RENNAN LUIZ OLIVEIRA DOS SANTOS

**Estudo da eficiência bactericida do biocida policloreto de dialildimetilamônio
em materiais usados para confecção de próteses orais e faciais**

Versão corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Prótese Bucomaxilofacial.

Orientador: Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias.

São Paulo

2016

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

Santos, Rennan Luiz Oliveira dos.

Estudo da eficiência bactericida do biocida policloreto de dialildimetilamônio em materiais usados para confecção de próteses orais e faciais / Rennan Luiz Oliveira dos Santos ; orientador Reinaldo Brito e Dias. -- São Paulo, 2016.

109 p. : fig., tab.; 30 cm.

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

Versão corrigida

1. Polímeros. 2. Elastômeros de silicone. 3. Materiais. I. Dias, Reinaldo Brito e. II. Título.

Santos RLO. Estudo da eficiência bactericida do biocidas policloreto de dialildimetilamônio em materiais usados para confecção de próteses orais e faciais. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: / /2016

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Aos meus amados pais, Maria de Fátima da Silva Santos e Luiz José dos Santos Filho, que sempre me encheram de amor, luz e paz.

Ao meu irmão, Ruan Henrique Oliveira dos Santos, companheiro de muitas aventuras e testemunha do que fomos, do que somos e do que iremos ser.

Ao meu avô e minhas avós; Oliveira Celerino e Maria Otelina ,em memória, e Arlete Gomes; por todos os cuidados, por todos os "xeros" e por tudo construído na família.

AGRADECIMENTOS

Começo esses agradecimentos parafraseando Geraldo Vandré:
"Prepare seu coração para as coisas que eu vou contar. Eu venho lá do sertão, eu venho do sertão. Eu venho lá do sertão e posso não lhe agradar."

Como bom Pernambucano e orgulhoso dessa origem, não poderia fazer diferente... Agradecerei em forma de Cordel.

Lembro-me bem do final da faculdade
Do dia da aprovação na USP e desse novo começar
Terminar esse ciclo
É de fazer qualquer "cabra" se emocionar

Começo agradecendo
A quem mais devo atenção
A Deus, meu grande Deus
Que nunca me deixou na mão

Sem ti
Não sei como seria
A vida seria mais feia
E o céu sem alegria

Obrigado, meu bom Deus.
Pois tu fostes o principal disso tudo
A minha vida devo a ti
A ti devo tudo
Obrigado a Maria
Minha santa de devoção
Tu és tão misericordiosa
Tão grande de coração

Aos meus pais
Esses seres de muita luz
Obrigado por tudo
Pois sei o quanto vocês me conduz

Ao meu irmão
Pessoa difícil e bem emburrada
Ou será que sou eu
Essa pessoa citada?

Aos meus avôs
Que desde pequeno me ensinam sobre a vida
Que sempre estiveram do meu lado
E que livravam de boas brigas

Ao meu orientador
O Professor Reinaldo
Que com seu jeito solene
Sempre mostrou ser um "cabra arretado"

A todos os professores que conheci na USP
Em especial, a Professora Neide
Pessoa alegre e feliz
Com uma alma tão leve quanto se diz

A todos os meus professores
Em especial tenho vários
Mas cito o Nelson e a Socorro
Que são meus grandes amados

Aos meus amigos e colegas
Agradeço de coração
Seriam tantas pessoas citadas
Que pra não esquecer, não vou citar nenhum não

Cada um sabe o quanto me ajudou
O quanto estive do meu lado
Sabe também que minha amizade será eterna
E que sempre poderá contar com esse "cabra" abobalhado

E não poderia esquecer da minha incrível madrinha
Pois grande parte disso tudo devo a essa senhorinha
Mulher guerreira e amável
Um exemplo notável

E para terminar esse cordel
Agradeço aos funcionários e pacientes
E do fundo do meu coração
Obrigado, minha gente.

"Eu não tenho paredes.

Só horizontes!"

Mario de Andrade

RESUMO

Santos RLO. Estudo da eficiência bactericida do biocida policloreto de dialildimetilamônio em materiais usados para confecção de próteses orais e faciais. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

As próteses faciais e intraorais tem um importante papel na devolução da estética e de algumas funções para os pacientes. Por meio da restauração da imagem corporal é possível reintegrá-lo a sociedade, resgatando assim a identidade do indivíduo. A boa condição dessas próteses é primordial para que estas possam exercer suas funções adequadamente e manter o local, onde estão inseridas, livre de infecções e inflamações. Portanto, a não formação de colônias e biofilmes bacterianos em materiais eleitos para confecção dessas próteses, trarão benefícios aos pacientes reabilitados. Visando isso, a presente dissertação verificou a capacidade de inclusão e a eficiência bactericida do biocida policloreto de dialildimetilamônio (PDADMAC) em resina acrílica autopolimerizável (RAAQ) e termopolimerizável (RAAT), e silicone de uso médico. Os resultados mostraram que o biocida PDADMAC quando dissolvido no tetrahidrofurano apresentou boa incorporação tanto nas resinas acrílicas, quimicamente ativas e termo ativas, quanto no silicone de uso médico e que apenas os corpos de prova que receberam 2 mililitros do PDADMAC em massa polimérica tiveram uma resposta bactericida eficaz.

Palavras-chaves: Polímeros. Elastômeros de silicone. Materiais.

ABSTRACT

Santos RLO. Study of the bactericidal efficiency of the biocide poly(diallyldimethylammonium chloride) used in materials for the manufacture of oral and facial prostheses. São Paulo: University of São Paulo, College of Dentistry; 2016. Corrected Version.

The facial and intraoral prosthesis has an important role in the aesthetics and return of some functions to patients. Through restoration of the body image can reinsert into society, thus recovering the individual's identity. The good condition of these prostheses is essential so they can perform their function properly and maintain the area where the prostheses are inserted free of infection and inflammation. Therefore, no formation of bacteria colonies and biofilms in the chosen materials for making these prostheses, will bring benefits to patients rehabilitated. The present work evaluated the capability of inclusion and the bactericidal efficiency of the biocide poly(diallyldimethylammonium chloride) (pDADMAC) of acrylic resin autopolymerized (RAAQ) and thermal polymerized (RAAT), and silicone medical use. The results showed that the biocide pDADMAC when dissolved in tetrahydrofuran presented a good incorporation in both acrylic resins and in the medical grade silicone and that only the samples that received 2 ml of pDADMAC in polymer had an effective bactericidal response.

Keywords: Polymers. Silicone Elastomers. Materials.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.1 - Composição dos procariontes.....	39
Figura 1.2 - Bactérias submetidas a coloração Gram. As bactérias que estão coradas de violeta são classificadas como bactérias Gram-positivas. Já as que estão coradas com o contraste vermelho são classificadas como bactérias Gram-negativas.....	40
Figura 1.3 - Morfologia bacteriana e suas características.....	41
Figura 1.4 - Esquemas das etapas do biofilme.....	43
Figura 1.5 - Locais com potencial ativo nas bactérias para ação dos biocidas.....	48
Figura 4.1 - Estrutura química do policloreto de dialildimetilamônio.....	57
Figura 4.2 - Representação da interação entre cátions de amônio (triângulo vermelho) e bactérias.....	58
Figura 4.3 - Estrutura química do tetrahidrofurano.....	59
Figura 4.4 - Biocida sendo elevado a temperatura vítrea do material e formando uma película não aderente e friável.....	60
Figura 4.5 - Confeção dos corpos de prova. Adequação da geometria e altura a partir de uma forma pré-confeccionada.....	61
Figura 4.6 - Exemplo de resultado dado pelo teste de superfície no software SurfaceWare9.....	62
Figura 4.7 - Interação do raio gama com o elétron que está em órbita.....	63
Figura 4.8 - Composição do meio Muller Hinton Agar.....	65
Figura 4.9 - Meio de cultura preparado e esterilizado.....	66
Figura 4.10 - Placas de petri recebendo a luz geminizada com o meio Mueller Hinton Agar® distribuído em toda sua extensão.....	66
Figura 4.11 - <i>Escherichia coli</i> ATCC 8739 sendo duplicada. A: Bactérias logo depois de serem riscadas sobre do meio de cultura. B: Cepas formadas após 24 horas na estufa.....	67
Figura 4.12 - Composição do caldo NB 1/500.....	67
Figura 4.13 - Microtubo s submetido ao vibrador para homogeneização da solução.....	68
Figura 4.14 - Corpos de prova separados por grupos, tipo de bactéria e presença ou não de corante incluídos em placa de 12 locos.....	69

Figura 4.15 - Composição do Caldo SCDLP.....	70
Figura 4.16 - Microtubos organizados e demarcados em uma bandeja com as concentrações da solução Y.....	71
Figura 4.17 - Bancada montada e com as placas de petri já confeccionadas nas devidas concentrações que serão posteriormente avaliadas.....	72
Figura 4.18 - Contagem das cepas que se reproduziram no grupo controle 0 horas com relação ao corpo de prova da resina termopolimerizável com e sem corante no tempo de 24 horas.....	73
Figura 5.1 - Exemplo da comparação entre os materiais testados. A: Resina termopolimerizavel sem biocida dissolvido em THF e sem corante. B: Resina termopolimerizavel com biocida dissolvido em THF e com corante.....	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Teste de superfície nos corpos de prova de resina autopolimerizavel..	76
Tabela 5.2 - Teste de superfície nos corpos de prova de resina termopolimerizavel.....	76
Tabela 5.3 - Teste de superfície nos corpos de prova de silicone de uso médico.....	77
Tabela 5.4 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo controle sem corante as 0 horas.....	78
Tabela 5.5 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo controle com corante as 0 horas.....	78
Tabela 5.6 : Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de provada resina autopolimerizavel grupo controle sem corante as 24 e 48 horas.....	78
Tabela 5.7 : Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo controle com corante as 24 e 48 horas.....	78
Tabela 5.8 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo com 1 ml de biocida sem corante as 24 e 48 horas.....	79
Tabela 5.9 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo com 1 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas.....	79
Tabela 5.10 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo com 2 ml de biocida sem biocida as 24 e 48 horas.....	79
Tabela 5.11 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo com 2 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas.....	79
Tabela 5.12 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo controle sem corante as 0 horas.....	80

Tabela 5.13 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo controle com corante as 0 horas.....	80
Tabela 5.14 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo controle sem corante as 24 e 48 horas.....	80
Tabela 5.15 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo controle com corante as 24 e 48 horas.....	80
Tabela 5.16 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo 1 ml de biocida sem corante as 24 e 48 horas.....	81
Tabela 5.17 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo 1 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas.....	81
Tabela 5.18 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo 2 ml de biocida as 24 e 48 horas.....	81
Tabela 5.19 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina autopolimerizavel grupo 2 ml de biocida as 24 e 48 horas.....	81
Tabela 5.20 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo controle sem biocida as 0 horas..	82
Tabela 5.21 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo controle com biocida as 0 horas..	82
Tabela 5.22 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo controle sem corante as 24 e 48 horas.....	82
Tabela 5.23 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo controle com corante as 24 e 48 horas.....	82
Tabela 5.24 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo com 1 ml de biocida sem corante as 24 e 48 hora.....	83

Tabela 5.25 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo com 1 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas.....	83
Tabela 5.26 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo com 2 ml de biocida sem corante as 24 e 48 horas.....	83
Tabela 5.27 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo com 2 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas.....	83
Tabela 5.28 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo controle sem corante 0 hora.....	84
Tabela 5.29 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo controle com corante 0 hora.....	84
Tabela 5.30 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo controle sem corante 24 horas.....	84
Tabela 5.31 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo controle com corante 24 horas.....	84
Tabela 5.32 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo com 1 ml de biocida sem corante as 24 e 48 horas.....	85
Tabela 5.33 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo com 1 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas.....	85
Tabela 5.34 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo com 2 ml de biocida sem corante as 24 e 48 horas.....	85
Tabela 5.35 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova da resina termopolimerizavel grupo com 2 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas.....	85

Tabela 5.36 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo controle sem corante 0 horas.....	86
Tabela 5.37 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo controle sem corante 0 horas.....	86
Tabela 5.38 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo controle sem corante 24 a 48 horas.....	86
Tabela 5.39 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo controle com corante 24 a 48 horas.....	86
Tabela 5.40 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo com 1 ml sem corante as 24 e 48 horas.....	87
Tabela 5.41 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo com 1 ml com corante as 24 e 48 horas.....	87
Tabela 5.42 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo de 2ml sem corante as 24 a 48 horas.....	87
Tabela 5.43 - Testes biológicos com a bactéria <i>Escherichia coli</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo de 2ml com corante as 24 a 48 horas.....	87
Tabela 5.44 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo sem corante 0 horas..	88
Tabela 5.45 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo com corante 0 horas..	88
Tabela 5.46 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo controle sem corante 24 e 48 horas.....	88
Tabela 5.47 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo controle com corante 24 e 48 horas.....	88

Tabela 5.48 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo de 1 ml de biocida sem corante as 24 e 48 horas.....	89
Tabela 5.49 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo de 1 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas.....	89
Tabela 5.50 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo de 2 ml de biocida as 24 e 48 horas.....	89
Tabela 5.51 - Testes biológicos com a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i> nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo de 2 ml de biocida as 24 e 48 horas.....	89
Tabela 5.52 - Eficácia dos corpos de prova confeccionados de resina autopolimerizável com biocida frente a bactéria <i>Escherichia coli</i>	90
Tabela 5.53 - Eficácia dos corpos de prova confeccionados de resina autopolimerizável com biocida frente a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i>	90
Tabela 5.54 - Eficácia dos corpos de prova confeccionados de resina termopolimerizável com biocida frente a bactéria <i>Escherichia coli</i>	90
Tabela 5.55 - Eficácia dos corpos de prova confeccionados de resina termopolimerizável com biocida frente a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i>	91
Tabela 5.56 - Eficácia dos corpos de prova confeccionados de silicone de uso médico com biocida frente a bactéria <i>Escherichia coli</i>	91
Tabela 5.57 - Eficácia dos corpos de prova confeccionados de silicone de uso médico com biocida frente a bactéria <i>Staphylococcus aureus</i>	91

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

PBMF	Prótese Bucomaxilofacial
PDADMAC	Policloreto de dialildimetilamônio
RAAQ	Resina acrílica autopolimerizável
RAAT	Resina acrílica termopolimerizável
RTV	Vulcanizados à temperatura ambiente
µm	Micromêtro
DNA	Ácido desoxirribonucleico
LPS	Lipopolissacarídio
EPS	Substância polimérica extracelular
PMMA	Polimetilmetacrilato
HTV	Vulcanizados pelo calor
UTI	Unidade de terapia intensiva
THF	Tetrahidrofurano
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de Pernambuco
CP	Corpo de prova
wt	Peso
ml	Mililitro
IQUSP	Instituto de química da Universidade de São Paulo
kGy	Quilogray
⁶⁰ Co	Cobalto
¹³⁷ Cs	Césio
MeV	Milhões de elétron volts
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares
USP	Universidade de São Paulo
ICB	Instituto de Ciências Biológicas
UFC	Unidade formadora de colônia
SCDLP	Soya Casein Digest Lecithin Polysorbate Broth

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	35
2 REVISÃO DA LITERATURA	37
2.1 Prótese Bucomaxilofacial	37
2.2 Bactérias	38
2.3 Biofilme	42
2.4 Principais fatores que influenciam na adesão microbiana	44
2.4.1 Superfície do material	44
2.4.1.1 rugosidade superficial	45
2.4.1.2 textura superficial	45
2.4.1.3 hidrofobicidade superficial	46
2.4.2 Composição química	46
2.5 Biocidas	47
3 PROPOSIÇÃO	51
4 MATERIAL E MÉTODOS	53
4.1 Materiais	53
4.1.1 Materiais de uso para prótese bucomaxilofacial	53
4.1.1.1 Resinas acrílicas	53
4.1.1.2 Silicone de uso médico	54
4.1.2 <i>Escherichia coli</i>	55
4.1.3 <i>Staphylococcus aureus</i>	56
4.1.4 Biocida	57
4.1.4.1 policloreto de dialildimetilamônio	57
4.1.5 Solventes	58
4.1.5.1 Água	58
4.1.5.2 tetrahidrofurano	59
4.2 Métodos	59
4.2.1 Testes da inclusão do material	59
4.2.2 Testes de superfície	61
4.2.3 Esterilização com radiação Gama	62
4.2.4 Testes biológicos	63

4.2.4.1 produção de placas de petri com meios de culturas ricos	65
4.2.4.2 duplicação das bactérias <i>Staphylococcus aureus</i> e <i>Escherichia coli</i>	66
4.2.4.3 produção do inóculo	67
4.2.4.4 seleção do corpo de prova e colocação nas placas de 12 locos	68
4.2.4.5 colocação do inóculo nos corpos de prova e logo após a colocação do meio SCDLP	69
4.2.4.6 diluição seriada da solução formada	70
4.2.4.7 colocação nas placas de petri marcadas com as diluições, tipo de corpo de prova e data	71
4.2.4.8 contagem de cepas	71
4.2.4.9 cálculos referenciais	73
5 RESULTADOS	75
6 DISCUSSÃO	93
7 CONCLUSÃO	97
REFERÊNCIAS	99

1 INTRODUÇÃO

A Prótese Bucomaxilofacial (PBMF) é a especialidade odontológica que se destina ao estudo, planejamento, confecção e instalação de próteses intra e extrabuciais, indicadas quando as regiões maxilofaciais são perdidas devido a patologias, traumas ou cirurgias oncológicas (1,2).

Diante de pacientes mutilados, pode-se recorrer a três tipos de modalidades terapêuticas: a cirúrgica, a protética e a mista. Visando a reabilitação protética ou mista das mutilações faciais e orais, a Prótese Bucomaxilofacial tem por objetivos básicos restaurar a estética, função, proteção dos tecidos e auxiliar na terapia psicológica (3).

Dentre os materiais de eleição para confecção dessas próteses, os silicones médicos e as resinas acrílicas tem um papel de destaque graças a sua biocompatibilidade, seu custo, sua maleabilidade e fácil uso (3,4).

Como qualquer outra prótese, a PBMF tem seu tempo limitado de uso devido a fatores como: desadaptação das próteses, proliferação de fungos e bactérias, perda de estética e algumas modificações no estado geral. Assim, o paciente periodicamente busca trocar ou reparar esse dispositivo para que as funções, que ele exerce, não sejam comprometidas (1,3,5,6).

Um dos principais fatores que rotineiramente antecipa o retorno do paciente para a troca da prótese, é a proliferação de fungos e bactérias que comprometem a estética e portanto trazem incomodo e inflamações na região afetada. Essa proliferação microbiana é causada pela falta de higiene do paciente com a prótese, por excesso de uso do meio químico para o suporte protético, pela rotina de uso no qual o material em seu desgaste agrega cada vez mais ranhuras ou pela junção desses fatores (3,6).

Isso leva a uma das principais questões da sociedade moderna: o controle das proliferações e infecções microbianas. Hoje em dia, esse controle está cada vez mais difícil graças a resistência microbiana que se enfrenta. Por isso, alguns agentes antimicrobianos foram testados e os resultados são os mais variados possíveis e alguns ainda não são totalmente compreendidos (7,8,9).

O policloreto de dialildimetilamônio (PDADMAC) possui capacidade antibacteriana inerente sendo usado pelas indústrias químicas na purificação de águas. Já foi comprovado, em seu uso isolado, a eficácia contra os microrganismos *B. subtilis*, *E. coli*, and *S. aureus*, *C. albicans*, *A. flavus* e *F. oxysporumfungi* (10).

A presença desses agentes na superfície de alguns materiais são capazes de resolver várias questões importantes como a proliferação de microrganismos nos equipamentos para intubação, na desinfecção de utensílios domésticos, proliferação da variada microbiota criada nas próteses, entre outros (4,6,11,12).

Para tanto, os mais diferentes tipos de materiais poderão atuar como uma matriz que prendem os agentes antimicrobianos. Porém, há a necessidade de analisar as características dessa matriz de materiais, pois poderá haver uma grande influência sobre a atividade antimicrobiana definitiva (10).

Com isso, o presente trabalho busca avaliar a eficácia do biocida PDADMAC incorporado a resinas acrílicas, termoativadas (RAAT) e autoativadas (RAAQ), e o silicone médico RTV, materiais de eleição para a confecção das próteses orais e faciais.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Prótese Bucomaxilofacial

A face humana é provavelmente é uma das estruturas mais belas do universo. Ela é composta por tecidos moles e móveis sobre os tecidos duros, que lhe serve de suporte. Sua função é caracterizar as expressões, graças à movimentação da pele sob o efeito dos músculos, e as percepções. O conjunto destas duas entidades permite ao homem expressar seus sentimentos, suas necessidades, suas aspirações e, sobretudo o poder de comunicação. Em decorrência destas funções da face, é necessário reabilitá-la quando ocorre algum tipo de mutilação nessa região (13,14,15).

Essas mutilações podem causar defeitos funcionais e cosméticos na região maxilofacial pelas mais variadas etiologias, que podem ser congênitas, patológicas, traumáticas ou iatrogênicas, como fissuras orofaciais, exérese de tumor e necrose pós-radiação, respectivamente(16,17).

Salienta-se ainda que ferimentos diversos como acidentes de trânsito, armas de fogo, agressões interpessoais, acidentes esportivos, queimaduras e choques elétricos também podem trazer danos aos tecidos moles e duros de todo o corpo e da região maxilofacial, em particular (18).

Antigamente as amputações, termo usado em cirurgia referente à retirada de um órgão ou de parte dele, eram muito usadas em situações de extremidade, como língua, apêndice nasal, pavilhão auricular, mama, intestinos, reto, colo uterino, pênis e membros. Atualmente, o pensamento cirúrgico mudou e as cirurgias passaram a ser reconstrutivas, quando possível. Esse tipo de cirurgia visa restaurar o membro "doente" ou planejar para que o coto se transforme em um arcabouço útil para posterior reabilitação protética (19,20).

Quando a cirurgia plástica é inviável ou não consegue obter o devido sucesso, a reabilitação protética bucomaxilofacial se torna a melhor solução para os

casos. Portanto, o campo da prótese bucomaxilofacial é definido como a reconstrução protética de tecidos da cabeça e do pescoço perdidos ou desfigurados (21).

Essas próteses têm um importante papel na devolução da autoestima do paciente pois, esses pacientes apresentam importantes características comportamentais, tais como: depressão, vergonha, ansiedade, timidez, passividade, revolta e baixa autoestima. Através da restauração protética será possível reintegrá-lo, buscando assim, resgatar a identidade do indivíduo. Além disso, essas alterações também precisaram ser trabalhadas psicologicamente, caso contrário, a reabilitação protética não atingirá os seus objetivos (1,22,23,24).

Como em todas as reconstruções, a da região oral e maxilofacial é uma tarefa difícil. Seus aspectos anatômicos, funcionais e estéticos tem um papel primordial durante a realização de uma reconstrução. Os contornos faciais têm de ser alcançados, a fala com padrões de normalidade, a deglutição adequada e os movimentos devem ser considerados. A estética precisa ser mantida e o comprometimento de estruturas nobres deve ser evitado (25).

2.2 Bactérias

Bactérias são estruturas relativamente simples, unicelulares, medem normalmente de 0,2 a 1,5 micromêtro (μm) e podem viver isoladamente ou agrupadas. Esses organismos são procariontes, não apresentam carioteca e se reproduzem assexuadamente. Entre as principais estruturas que as formam estão os retículos endoplasmáticos, a parede celular, o material cromossômico, os ribossomos, os plasmídios, a membrana celular e a parede celular como vemos na figura 1.1 (26).

Fonte: Murray (2006, p. 37) (26)

Figura 1.1 - Composição dos procariontes

O material cromossômico bacteriano é um isolado círculo de DNA único estando em uma área chamada de nucleóide. Os plasmídios, que são DNAs extracromossômicos, conferem as bactérias uma resistência bacteriana elevada, acarretando em uma vantagem seletiva (27).

Já os ribossomos bacterianos são estruturas unidas (30S+50S) que formam um corpo só, o ribossomo 70S. Essa estrutura é de extrema importância por serem os principais alvos de drogas antibacterianas. Além disso, a membrana citoplasmática desses microrganismos se diferencia dos eucariontes na sua composição. Essa membrana tem como base uma bicamada lipídica contendo proteínas de transportes, bombas de íons e enzimas; mas não contém esteróis em sua rede (27).

A parede celular, formada por camadas rígidas e repetitivas de peptidoglicanos, acarreta respostas imunes inativas protetoras dos seres humanos. Essa composição é importante, pois distingue as bactérias de acordo com a classificação de coloração Gram (28).

A classificação de coloração Gram é um dos diferentes meios de classificar os tipos bacterianos e se baseia em um teste rápido, fácil e poderoso que com o auxílio da microscopia óptica permite ao Cirurgião-Dentista e ao Médico um meio de direcionamento terapêutico. O processo se desenvolve quando as bactérias são fixadas através do calor e coram com a aplicação do corante de cristais violetas. Logo após, aplica-se então o iodo para retirar do excesso de corante e lava-se com álcool. Dando continuidade, outro corante é colocado com contraste vermelho, a

safranina, para corar o restante de células descoradas(26). Como vemos na figura 1.2:

Fonte: Murray (2006, p. 45) (26)

Figura 1.2 - Bactérias submetidas a coloração Gram. As bactérias que estão coradas de violeta são classificadas como bactérias Gram-positivas. Já as que estão coradas com o contraste vermelho são classificadas como bactérias Gram-negativas

As bactérias Gram-positivas se tornam violetas, pois o corante fica aprisionado na grossa camada peptidoglicana que a circunda. Já as bactérias Gram-negativas possuem uma fina camada de peptídeos e não conseguem reter o corante violeta, mas retêm a Safranina, tornando-se vermelhas (26).

As bactérias Gram-positivas possuem uma parede celular de múltiplas camadas com os peptidoglicanos sendo o principal componente de formação. Somando a ele, os ácidos teicóicos, os ácidos lipoteicóicos e os complexos políssacarídios também fazem parte dessa composição da parede celular (27).

Já as bactérias Gram-negativas, tem uma composição diferente e bem mais complexa dessa estrutura. Fundamentalmente, a parede celular desse tipo de bactéria contém duas camadas. A primeira camada é uma bastante fina e tem sua composição formada por uma cadeia de, apenas, peptidoglicanos. Logo em seguida

a segunda camada, também chamada de membrana externa, se caracteriza por ser uma barreira assimétrica de permeabilidade para as moléculas grandes e se divide em dois folhetos: o folheto interno e o folheto externo. O folheto interno tem em sua composição os fosfolipídios e o folheto externo, porém, é formado por uma molécula anfipática, molécula que possui terminações hidrofílicas e hidrofóbicas, nomeadas de lipopolissacarídeo (LPS) (27).

Em tempo, os peptidoglicanos que estão presentes nos tipos de bactérias citados acima são formados por dois tipos de açúcares, o ácido *N*-acetilmurâmico e a *N*-acetilglucosamina, e alguns aminoácidos. São estruturas importantes para a replicação, para a sobrevivência em condições hostis e durante a infecção estimula a fagocitose e a resposta inativa. A união desse composto forma uma malha de superfície porosa e rígida que permite a difusão dos metabólitos para a membrana plasmática. Deste modo, o fato do peptidoglicano proporcionar certa rigidez na estrutura da parede celular faz com que esse composto influencie na geometria da célula bacteriana (28).

Outra forma de classificar os tipos bacterianos de acordo com sua morfologia. Dentre os diferentes tipos morfológicos podemos citar as bactérias esféricas ou cocos, as bactérias em forma de bastão ou bacilos, as bactérias em formato de cobra ou espirilos, as bactérias em forma de vibríões e entre outras formas. Na figura 1.3 é observado os diferentes tipos morfológicos bacterianos e o como se caracterizam (26).

Fonte: Murray (2006, p. 52) (26)

Figura 1.3 - Morfologia bacteriana e suas características

Esses seres habitam vários tipos ambientes tais como o ar, a terra, as plantas, a água, os seres humanos, os alimentos, mas pelo fato da grande maioria não ter capacidade patogênica, não trazem riscos de vida aos diversos seres vivos. Essas bactérias, por meio de suas toxinas, podem produzir muitas doenças (26).

Portanto, uma das principais razões de se estudar esses microrganismos se baseia em entender as doenças que eles provocam e a maneira mais correta de preveni-las e controlá-las.

2.3 Biofilme

O biofilme é definido como um aglomerado de células sésseis envoltos por uma matriz de polímeros extracelulares (29). Sendo acrescido por Donlan e Costerton (2002) (30) que observou os biofilmes e definiu como uma biocenose caracterizada por células que estão ligadas a um substrato, interface ou a ambas. Esse composto desfruta de um modo de crescimento bastante seguro e protegido, isso faz com que ele sobreviva em ambientes hostis. Outrossim, podem consistir em uma única espécie bacteriana ou em várias espécies interagindo cooperativamente (29,30,31,32).

Essa estrutura é preponderantemente constituída por água. Do seu arcabouço, 15% correspondem as bactérias e o restante, 85%, em volume de substâncias poliméricas extracelulares (EPS) que constituem a matriz (31,33).

Didaticamente, a formação desse composto é dividida em cinco etapas. A primeira etapa, a etapa de formação do filme condicionador, se baseia na cobertura da superfície com uma camada de pequenas moléculas orgânicas que estão presentes no meio aquoso que o circunda (34,35,36).

Em seguida, começa-se a segunda etapa caracterizada pela adesão reversível de microrganismos à superfície. Esses seres vivos agregam-se uns aos outros formando conjuntos microbianos, antes de aderirem à superfície do filme condicionador. Logo após, aderem-se ao filme condicionador e formam o biofilme inicial (34,36).

Essa adesão inicial reversível transforma-se em irreversível, caracterizando a terceira etapa, sobretudo pela produção de substâncias poliméricas pelos microrganismos (35,37).

Portanto, quando aderidas à superfície de maneira irreversivelmente os microrganismos multiplicam-se e começam a produzir as EPS, determinando a quarta etapa. Por fim, a última etapa acontece quando se sucede a libertação de microrganismos ou lascas de biofilme para o meio circundante como vemos na figura 1.4 (34,37,38).

Fonte: Lasa (2006, p 23) (35)

Figura 1.4 - Esquemas das etapas do Biofilme

Com relação aos microrganismos, os que formam o biofilme apresentam a capacidade de sobrevivência quando estão aderidos em tecidos duros e moles, como por exemplo, os dentes ou os revestimentos protéticos. Na região bucal, a energia livre e a rugosidade superficial têm uma relevância significativa na aderência bacteriana e na maturação do biofilme caracterizando o aumento de microrganismos, o aumento do risco de inflamações na mucosa, cáries e infecções periodontais (39).

Já a porção anterior dos cornetos nasais e as passagens nasais, são colonizadas por *Staphylococcus epidermidis*, *Streptococcus pneumoniae*, *Neisseria*, *Enterobacter*, *Candida albicans*, entre outros microrganismos. Em relação as passagens nasais, os seios paranasais quando íntegros são normalmente estéreis (40,41).

Sob o mesmo ponto de vista, estudos com usuários de próteses oculares elucidaram que as bactérias mais comuns nas cavidades anoftálmicas são o

Staphylococcus aureus e *Pseudomonas* sp. Porém nas duas últimas décadas, observou-se um aumento de infecções nessas cavidades devidas a *Staphylococcus coagulase negativa*, em especial com a espécie *Staphylococcus epidermidis* (42,43,44,45,46).

A partir de análises microscópicas foi descoberto que mais de 99,9% das bactérias multiplicam-se em biofilmes nas mais variadas de superfícies, incluindo os tecidos vivos, os dispositivos médicos, os sistema de canalização de água potável, os sistemas aquáticos naturais, entre muitos outros (30,47).

No entanto, para que essas bactérias consigam se anexar no biofilme existem alguns elementos que influenciam nessa fixação como a disponibilidade de nutrientes na superfície e a sua concentração, o pH, a temperatura, a concentração de eletrólitos, a osmolaridade, o fluxo de materiais e os tipos de superfície, isso levando em consideração as individualidades de cada espécie de microrganismo (31, 48). Outros fatores como a disponibilidade de superfície, estímulos ambientais e regulação de genes também afetam na construção de um biofilme (47).

2.4 Principais fatores que influenciam na adesão microbiana

2.4.1 Superfícies dos materiais

Existem vários fatores que influenciam a adesão bacteriana quando os correlacionamos com as superfícies dos diversos materiais, dentre esses fatores podemos incluir a composição química dos materiais, a carga superficial, a hidrofobicidade, a rugosidade e a configuração física. Acrescenta-se também que a energia da superfície influencia os sítios de adesão, que podem alterar-se mudando os atributos de hidrofílicidade e hidrofóbicidade com os diferentes tipos de biofilme(38).

Portanto, se torna fulcral uma análise desses pontos importantes para os diferentes tipos de superfícies dos materiais relacionando com a superfície das bactérias que serão encontradas. Visando soluções,o pré-tratamento da superfície tem um papel primordial na inibição dessa adesão de bactérias (49).

A composição química dos materiais, a carga superficial, a hidrofobicidade, a rugosidade e a configuração física serão abordadas com maior ênfase no decorrer desse tópico.

2.4.1.1 rugosidade superficial

A rugosidade superficial descreve a distância medida entre os picos e os vales na superfície. Diversos estudos mostram uma proporção direta entre as rugosidades na superfície e a adesão de microrganismos. Isto se fomenta pela menor intensidade das forças de corte e também pela área de superfície encontrarse aumentada(50).

Dentre os diversos tipos de materiais; as próteses clínicas, os instrumentos médicos e os materiais de implante têm diferentes rugosidades superficiais. Portanto, são necessários cada vez mais estudos para testar as repercussões de superfícies rugosas e os biofilmes (51).

2.4.1.2 textura superficial

Diferentemente da rugosidade superficial, a configuração física se baseia no desvio da superfície ou ondulações com relação a forma ideal que se pretendia ter, causado; por exemplo, por uma falha no nivelamento. Rotineiramente, as condições físicas são avaliadas por microscopia de varredura eletrônica (38,52).

Entretanto, essa textura superficial se comporta como as rugosidades acumulando e promovendo a adesão bacteriana, com isso a deposição do biofilme, enquanto que as superfícies lisas tem um comportamento contrário. Além disso, as superfícies porosas tem um acúmulo de biofilme em uma velocidade muito mais elevada, pois as bactérias aderem e colonizam preferencialmente nessas áreas (49).

2.4.1.3 hidrofobicidade das superfícies

Os materiais podem ser separados em dois grupos: os materiais com alta energia e os de baixa energia de superfície. Os primeiros são os materiais hidrofílicos, constantemente carregados negativamente e são usualmente os materiais inorgânicos como metais ou minerais (49).

Todavia, a segunda classificação se refere normalmente aos materiais hidrofóbicos, com baixa energia eletrostática sendo, geralmente, polímeros orgânicos como plásticos e o teflon (52,53).

Dependendo da hidrofobicidade, as bactérias se aderem melhor ou pior as superfícies dos materiais. Muitos estudos revelam que os materiais hidrofílicos são mais resistentes à adesão bacteriana que os materiais hidrofóbicos. A hidrofobicidade da superfície é determinada por medidas de ângulos de contato através dos mais variados tipos de programas (49,53).

2.4.2 Composição química do material

A composição química dos materiais é um ponto importante para a aderência dos biofilmes pois, por exemplo, estudos relatam que os *Staphylococcus epidermidis* aderem melhor as superfícies dos polímeros, em contrapartida as *S. aureus* fixam-se principalmente em superfícies metálicas (49).

Dessa forma, fica explicitado o fato das infecções por *S. epidermidis* estarem ligadas com implantes poliméricos enquanto os *S. aureus* estão associados a infecções em implantes metálicos. Mais recentemente, foi descoberto que o *Staphylococcus epidermidis* adere com maior precisão à hidroxiapatita do que aos outros materiais (50, 53).

2.5. Biocida

Os biofilmes representam um papel importante em muitos processos como o equilíbrio microbiano dentro de um ser vivo, por exemplo. O seu modo de crescimento está relacionado com o conhecimento de futuras resistências bacterianas. Porém, muito desses aglomerados atuam de maneira indesejada causando sérios impasses em várias áreas, entre elas os campos industriais, os biomédicos, a saúde pública e os impactos ambientais (30, 54).

Os dispositivos protéticos, que podem ser de longa ou curta permanência, têm sido primordiais para aumentar e melhorar a expectativa e qualidade de vida de muitos pacientes. O envelhecimento da população e à crescente necessidade da utilização de dispositivos médicos para substituir e/ou para reparar tecidos tendem a aumentar consideravelmente a formação do biofilme (30, 31, 55).

Fatores específicos como a duração de utilização, números e tipo de organismos à qual o dispositivo está exposto, a taxa de fluxo, a composição do meio, o material de construção do dispositivo e características físico-químicas da superfície determinam a suscetibilidade de um dispositivo com a contaminação microbiana e formação de biofilme (56).

Essa existência de microrganismos dificulta a aniquilação das mais diversas infecções, sendo assim, um problema para a saúde pública mundial. Dentre as demais formas de erradicar os biofilmes, as variações químicas constituem a preponderante estratégia aplicada em dispositivos médicos de longa e curta permanência. Com isso, o uso de agentes antimicrobianos nesses materiais vem aumentando com o objetivo de controlar a formação desses biofilmes não desejados (57, 58, 59).

Portanto, é de extrema importância esse processo desde que não haja alterações importantes em sua estrutura e nem que se retire a biocompatibilidade deste artifício (3,60).

O biocida é um termo genérico usado para agentes químicos, geralmente de amplo espectro, que inativam ou matam determinados microrganismos. Por isso, podem ser considerados uma possível solução eficiente para esses problemas (12).

Na literatura, os biocidas já estão presentes em algumas ciências como a Química, Biologia, Medicina, Geografia, Economia, Ecologia e Agronomia. Elas relatam a adição desses produtos na vida dos seres humanos nos mais diferentes níveis e complexidades. Mas na área Odontológica ainda não se tem estudos relevantes sobre o assunto (61).

Portanto, deve-se saber que para a escolha de um biocida, existem certos requisitos que se deve considerar (62), como será pontuado a seguir:

- Atividade contra uma grande quantidade de microrganismos.
- Biocompatível com o ser humano.
- Não ser corrosivo.
- Biodegradáveis, qualquer biocida residual deve ser inofensivo ecologicamente.
- Eficácia não comprometida pela presença de materiais orgânicos e inorgânicos.
- Estabilidade com relação a temperatura e pH.
- Não interferir com outras soluções presentes nos compostos.
- Fácil manuseamento e armazenamento.

Nenhum biocida irá preencher todos os pontos supra citados, portanto, sua escolha deverá ser uma união dos adequados pontos de acordo com a finalidade que se queira usar (38).

Esse material reage com os microrganismos e para serem efetivos precisam causar a morte microbiana. A reação do biocida com a célula microbiana envolve uma ligação inicial com a superfície da célula, embora em alguns microrganismos os locais dessa interação devam ser encontrados no interior da célula. Os locais de preferência para a ação dos biocidas são a parede celular, os componentes da membrana citoplasmática e o citoplasma (63,64,65).

A Figura 1.5 representa esquematicamente os locais nos quais os biocidas tem preferência para interagir nas bactérias gram-positivas e gram-negativas.

Fonte: Caçador (2009, p. 27) (38)

Figura 1.5 - Locais com potencial ativo nas bactérias para ação dos biocidas

As bactérias gram-positivas são em geral mais sensíveis aos biocidas do que as bactérias gram-negativas devido a falta da membrana exterior. Assim, os biocidas tendem a requintar o mecanismo de entrada para as bactérias gram-negativas e com isso conseguir a eficácia desejada (66,67).

Portanto, a junção entre os biocidas e materiais como as resina acrílicas e o silicone de uso médico, usados para a confecção de próteses orais e faciais, podem trazer grandes benefícios aos pacientes portadores desse tipo de prótese.

3 PROPOSIÇÃO

Verificar a capacidade de inclusão e a eficiência bactericida do biocida policloreto de dialildimetilamônio (PDADMAC) em resina acrílica autopolimerizável (RAAQ) e termopolimerizável (RAAT), e silicone de uso médico.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Materiais

4.1.1 Materiais de uso para prótese bucomaxilofacial

Atualmente, as próteses bucomaxilofaciais podem ser confeccionadas por vários materiais. Entre eles, a resina acrílica e o silicone de uso médico.

4.1.1.1 resinas acrílicas

As resinas acrílicas são compostos orgânicos classificados como polímeros. Sua estrutura química é produzida de maneira sintética e em sua composição carbono, o hidrogênio e elementos não metálicos. Podem apresentar características fibrosas, borrachóides, resinosas e rígidas, estas sendo determinadas por sua morfologia molecular (68).

Nos anos de 1937 e 1940, o avanço tecnológico a partir de estudos levaram a resina à base de polimetilmetacrilato (PMMA) ou resina acrílica a ser uma surpreendente alternativa para confecção de próteses odontológicas e também para uso em outras áreas (69).

Entre as principais características que levaram ao sucesso e difusão desse material por todo mundo estão a biocompatibilidade, a ausência de sabor e odor, as propriedades térmicas adequadas, a estabilidade dimensional, o bom potencial de polimento, a estética agradável e o fácil manuseio. Atualmente, as resinas acrílicas vêm sendo aprimoradas com relação a suas propriedades físicas e mecânicas para que então as indústrias consigam ampliar cada vez mais seu uso (70,71).

Por ser um compósito, este material está predisposto a modificações de temperatura, tensões e também a presença de líquidos oriundos das mais diversas origens. Esses acontecimentos ocasionam diversos tipos de degradação como

alteração de cor, desgaste, infiltração marginal, absorção de contaminantes (3,72,73,74).

Essas resinas tem uma ampla aplicação na odontologia como na confecção da base de próteses bucais, placas miorelaxantes, moldeiras individuais, padrões fundição, próteses faciais, próteses provisórias imediatas, coroas provisórias, dentes artificiais, reparo de próteses no geral, acrilização de aparelhos ortodônticos, confecção de próteses internas, próteses oculares, obturadores palatinos, entre outros. Por todos esses fatores, os dentes artificiais confeccionados com esse material, por exemplo, chegam a marca de 60% dos vendidos nos Estados Unidos da América (3,75,76).

4.1.1.2 silicones de uso médico

Os silicones são polímeros de alto peso molecular que se constituem em uma repetição de unidades básicas que formam longas linhas ou cadeias cíclicas. Esse composto é muito bem tolerado pela pele, relativamente duradouro, são resistentes ao atrito, de fácil higienização, flexíveis e não condutores de calor. São classificados no tipo HTV, os vulcanizados pelo calor, ou do tipo RTV, os vulcanizados à temperatura ambiente. O HTV é mais durável e resistente quando comparado com o RTV, porém exige uma técnica de trabalho muito mais sofisticada e rebuscada (77).

Neves e Vilella (1998), em meados da década de 80, desenvolveram uma escala de silicone nas tonalidades da pele humana. Nesse estudo foram confeccionados vinte e sete corpos-de-prova em silicone acético e incrementados os pigmentos óxidos de ferro e o dióxido de titânio. O volume de silicone acético foi mantido constante em todos os corpos de prova e os pigmentos foram aplicados várias proporções até a obtenção de vinte e sete diferentes tonalidades. Com isso, as tonalidades dos corpos de prova foram comparadas com a cor de pele dos pacientes, compondo desta forma um a escala de tonalidade. Esse estudo foi de extrema importância para a Prótese Bucomaxilofacial, pois evidenciou a possível definição das tonalidades da pele com esse material, além de facilitar essa definição para as confecções dessas próteses em silicone (78).

Uma vantagem do silicone é essa disponibilidade de uma coloração intrínseca por pigmentos durante o preparo. Todavia, essa adição na massa do material poderá modificar suas propriedades físicas e mecânicas (77,78).

Segundo a literatura, os problemas mais rotineiros associados às próteses faciais confeccionadas em silicone são a perda das propriedades físicas quando comparada com as resinas, a dificuldade de reparo, a descoloração da prótese continua e o pequeno tempo de vida útil que depende dos hábitos pessoais do indivíduo, do clima e do meio ambiente(79).

4.1.2 *Escherichia coli*

Dentre o gênero *Escherichia* existem cinco tipos de espécies bacterianas, a mais comum se denomina a *Escherichia coli*. Esse tipo de bactéria está classificada na família das Enterobacteriaceae sendo um bastonete Gram-negativo de tamanho moderado e de grande importância clínica (26).

As bactérias que formam essa família são imóveis ou se movimentam através de flagelos peritríquios, não são esporulados, são anaeróbios facultativos, presentes em grande parte da microbiota endógena e podem ser proliferados em ambos os meios - seletivos e não seletivos -, por possuírem necessidades nutricionais simples(26).

Essa espécie está relacionada também com a instalação de diversas doenças no ser humano, entre elas estão a sepse, a infecção do trato urinário, a meningite neonatal e a gastroenterite. Além disso, ela está associada a cerca de 80% de todas as infecções em unidades de terapia intensiva (UTI) comunitárias em países desenvolvidos (80,81).

Acrescentando, quando essa espécie bacteriana causa a gastroenterite, elas são divididas em cinco tipos de organismos diferentes; a *E. coli* enteropatogênica, *E. coli* enterotoxigênica, *E. coli* enterohemorrágica, *E. coli* enteroinvasora, *E. coli* enteroagregativa. Essa divisão se baseia no local de ação, no aspecto clínico da doença e na patogênese desses microrganismos (82).

O diagnóstico deve ser feito e pode ser fechado com alguns procedimentos laboratoriais. A cultura de bactérias é um meio eficaz para esse tipo de diagnóstico,

pois como dito acima essas bactérias proliferam nos dois tipos de meio de cultura. Além dele, existem também a identificação bioquímica e a classificação sorológica que explanam uma grande taxa de sucesso nesse tipo de diagnóstico (81).

O tratamento para essas infecções deve seguir cautelosamente os testes de suscetibilidade *in vitro* e a experiência clínica. Aplica-se estar atento para as concentrações subterapêuticas, pois essa família bacteriana tem uma capacidade de desenvolver bactérias resistentes rapidamente (81).

4.1.3 *Staphylococcus aureus*

Essa bactéria faz parte de um grupo heterogêneo aonde existem algumas atribuições gerais, e dessas características destacam-se: são cocos gram-positivos, com ausência de endósporos, com tamanho variando de 0,5 a 1,5 μm , são imóveis e são aeróbicas facultativas (26).

O nome do gênero *Staphylococcus* vem do grego *staphylê*, que tem como significado "cachos de uva". Portanto, esse nome surgiu pela forma de crescimento que essa bactéria adere. Esse gênero, atualmente, contém 35 espécies e 17 subespécies e podem ser encontradas em interação com os seres humanos (26).

Normalmente, são encontradas na epiderme e nas membranas mucosas podendo causar uma relação patológica através da produção de toxinas, na violação direta ou na presença de lesões nos tecidos. Dentre as patologias que esse microrganismo pode causar estão: a síndrome da pele escaldada estafilocócica, intoxicação alimentar estafilocócica, síndrome do choque tóxico, terçol, foliculite, infecções cutâneas, endocardite, pneumonia, empiema, osteomielite e artrite séptica (83).

O diagnóstico, assim como a *Escherichia coli*, se baseia em exames laboratoriais como a microscopia, a cultura, a sorologia e os testes bioquímicos para a identificação (83).

O tratamento sofreu várias evoluções no decorrer do tempo. Antigamente, as penicilinas eram muito usadas para a cura das infecções causadas por essas espécies. Porém, atualmente, menos de 10% das cepas bacterianas de *Staphylococcus* são sensíveis a esse tipo de medicamento. Graças a resistência

bacteriana muitas estruturas químicas vêm sendo testadas para que criação de novas estratégias de tratamento (84).

4.1.4 Biocida

4.1.4.1 policloreto de dialildimetilamônio

O policloreto de dialildimetilamônio (PDADMAC) é um polímero hidrossolúvel usado para purificação de água e na fabricação de papel (Figura 4.1). Graças as suas moléculas de sais de amônio quaternário esse composto apresenta a ação biocida (85,86).

Fonte: Turrer (2004, p. 39) (89)

Figura 4.1 - Estrutura química do policloreto de dialildimetilamônio

Um dos mecanismos mais aceito para essa ação é ruptura da membrana celular causada pela a interação eletrostática entre a carga positiva do cátion amônio com as cargas negativas da membrana celular, como mostra a figura 4.2. (87,88,89,90)

Fonte: Siedenbiedel (2012, p.59) (87)

Figura 4.2 - Representação da interação entre cátions de amônio (triângulo vermelho) e bactérias

4.1.5 Solventes

4.1.5.1 água

A água é considerada um dos maiores solventes encontrados na natureza, capaz de dissolver as mais diferentes substâncias como os sais, os gases, os açúcares, as proteínas, os aminoácidos, por isso, ela recebe o nome de solvente universal. Portanto, se caracteriza por ser um solvente polar, além de ser inorgânico, não tóxico, não inflamável, de baixo custo, baixa periculosidade operacional e não poluente (91,92,93).

Essa capacidade de solvatação é bastante elevada graças à sua alta polaridade. As ligações hidrogênio são ligações químicas formadas por um átomo de hidrogênio que se posiciona entre dois átomos fortemente eletronegativos; estes podem estar em moléculas diferentes ou em posições diferentes na mesma molécula (94).

Hoje, a água tem sido bastante visada graças ao campo da química verde. Esse campo busca a prevenção da poluição causada pelas diversas áreas da química. Esse setor vem crescendo bastante devido a nova política ambiental que visa a proteção do meio ambiente e da saúde do trabalhador. Com isso, fica notória a importância desse material como solvente na sociedade atual (95).

4.1.5.2 tetrahidrofurano

O tetrahidrofurano, que tem como sigla o THF, fundamenta-se em um composto orgânico heterocíclico que se assemelha ao composto acetona na sua predisposição a evaporação. Trata-se de um solvente polar aprótico, contém uma molécula de H^+ dissociável, capaz de dissolver componentes polares e apolares (96).

Esse composto apresenta características que se aproximam das propriedades dos solventes empregados nas formulações de diversos materiais. Alguns estudos já foram desenvolvidos como o de Fontes em 2009, como mostra a figura 4.3, mas, ainda hoje, as informações encontradas com relação a esse solvente sobre a sua atuação nos materiais odontológicos é pouco conhecida (97,98).

Fonte: Fontes (2009, p 15)

Figura 4.3 - Estrutura química do tetrahidrofurano

4.2 Métodos

4.2.1 Testes da inclusão do material

Foi realizado um pré-teste para avaliar o método de inclusão dos biocidas nos materiais, resina acrílica e silicone médico. Essa etapa foi realizada a partir da criação e realização da Iniciação Científica na Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP). A ideia foi pincelar o biocida na superfície dos materiais e elevar a temperatura vítrea para assim conseguir a interação entre esses dois compostos. Porém, os resultados mostraram que o biocida pincelado nas

superfícies tornava-se friável, sem aderência e comprometia a estética do material (Figura 4.4).

Figura 4.4 - Biocida sendo elevado a temperatura vítrea do material e formando uma película não aderente e friável

Logo em seguida, foi pensado na utilização desses biocidas no momento da manipulação desses materiais. Desta maneira, foram utilizados para os testes de interação o polications policloreto de dialildimetilamônio (PDADMAC) na concentração 4% em peso (wt) por 10 milímetros (ml) de solvente, água ou tetrahidrofurano, e aplicados durante a manipulação dos corpos de prova (CP) confeccionados nesses materiais (Figura 4.5). Os materiais usados foram as resinas acrílicas Jet auto e termopolimerizáveis da Clássico® e silicone de uso médico da Factor II® respeitando as propriedades dos fabricantes.

Figura 4.5 - Confecção dos corpos de prova. Adequação da geometria e altura a partir de uma forma pré-confeccionada

A inclusão da solução de biocida no material se caracteriza como um importante passo para que se obtenha sucesso no presente estudo.

4.2.2 Teste de superfície

Os corpos de prova foram submetidos a testes de superfícies visando saber como as soluções com o biocida estavam distribuídas na matéria. Esse teste foi realizado no Instituto de Química (IQUSP) com o auxílio do programa de computação SurfaceWare9 Phoenix® como mostra a figura 4.6.

Figura 4.6 - Exemplo de resultado dado pelo teste de superfície no software SurfaceWare9

Esse teste se baseia na comparação entre os corpos de prova sem biocida, com solvente água mais o biocida e com o solvente THF mais o biocida para verificar se os biocidas estão na superfície desse material. O biocida por ser um composto hidrófilo tende a interagir melhor com a água, com isso, quando o biocida estiver na superfície do corpo de prova o ângulo formado entre o corpo de prova e a gota d'água será menor do que quando o biocida não estiver.

Portanto, os ângulos foram formados e o programa SurfaceWare9 que aferiu e obteve o ângulo formado entre a gota d'água e a superfície do corpo de prova do lado direito e o ângulo do lado esquerdo. O próprio programa calculou uma média aritmética dos valores dos ângulos e também o volume da gota d'água.

4.2.3 Esterilização com radiação Gama

A esterilização a partir da radiação gama é usada há mais de 45 anos e na última década tem crescido as suas aplicações. Dentre elas, os dispositivos médicos, produtos farmacêuticos e tecidos biológicos tem usufruído desse processo com uma dose mínima de 25quiloGray (kGy) (99).

Esse processo de radiação parte do princípio básico de aproveitar a radiação, onde a energia é emitida na forma de energia eletromagnética ou partículas para um determinado fim. Atualmente, é utilizada a radiação gama emitida a partir da desintegração radioativa do cobalto de massa 60 (^{60}Co) ou do césio de massa 137 (^{137}Cs) (100).

A esterilização ocorre através de colisões entre a radiação e os elétrons dos átomos do material irradiado, fazendo assim com que o átomo do material perca seus elétrons e formem íons, caracterizando essa radiação como ionizante. Além disso, essa radiação é altamente penetrante, conseguindo quase alcançar a velocidade da luz e eliminando qualquer presença de ser vivo mesmo em embalagens lacradas (101) (Figura 4.7). Por isso, qualquer produto que seja irradiado estará estéril até que a embalagem seja violada.

Fonte: Da Silva (2014, p. 1630) (102)

Figura 4.7 - Interação do raio gama com o elétron que está em órbita

Esse tipo de radiação consegue matar qualquer componente vital por dois processos distintos. O primeiro é nomeado de ação direta, esse faz com que a radiação colida diretamente com a célula e acarrete uma falência ou inibição da sua reprodução e o segundo tipo é denominado de ação indireta, que visa a formação de radicais químicos altamente ativos, produzindo assim uma interação com as moléculas de água dos organismos ali presentes (102,103).

Quanto aos níveis de energia que são empregados para os compostos das diversas indústrias e pesquisas, eles são extremamente baixos, não acarretando assim nenhum risco ao meio externo. Esses material não se tornam radioativos desde que seja dada uma radiação de até 10 milhões de elétron volts (MeV) (101).

Assim, os corpos de prova foram submetidos a radiação gama na dosagem de 25kGy, no Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares (IPEN - USP), para sua esterilização. Os corpos de prova foram enviados em sacos devidamente lacrados.

4.2.4 Testes biológicos

Os corpos de prova foram submetidos à presença das bactérias *Staphylococcus aureus* e *Escherichia coli* para verificar a eficácia biocida. Esses testes foram realizados no Instituto de Ciências Biológicas (ICB - USP) departamento de microbiologia no laboratório de resistência bacteriana e alternativas terapêuticas.

Os testes biológicos se baseiam no protocolo da Japanese Industrial Standard nomeado Antibacterialproducts - Test for antibacterialactivity and efficacy JIS Z 2801: 2010.

O protocolo segue a seguintes etapas:

4.2.4.1 produção de placas de petri com meios de culturas ricos.

4.2.4.2 duplicação das bactérias *Staphylococcus aureus* e *Escherichia coli*.

4.2.4.3 produção do inóculo.

4.2.4.4 seleção do corpo de prova e colocação nas placas de 12 locos.

4.2.4.5 colocação do inóculo nos corpos de prova e logo após a colocação do meio SCDLP.

4.2.4.6 diluição seriada da solução formada.

4.2.4.7 colocação nas placas de petri marcadas com as diluições, tipo de corpo de prova e data.

4.2.4.8 contagem de cepas.

4.2.4.9 cálculos referenciais.

Após isso, os resultados serão tabulados e avaliados para ver se os biocidas são eficazes com relação as bactérias.

4.2.4.1 produção de placas de petri com meio de cultura rico

Para a produção das placas de petri com meio de cultura foram usadas cento e quarenta e quatro placas de petri, pois para cada corpo de prova utilizado foram usadas três placas de petri com meio de cultura.

A escolha do meio de cultura depende do tipo de bactéria que se quer a proliferação e do que será feito com elas. Existem dois tipos de meios de cultura com relação aos nutrientes dissolvidos na solução: os meios seletivos e os meios ricos. Como o presente trabalho usou as bactérias *Staphylococcus aureus* e *Escherichia coli* que são de diferentes tipos, Gram + e Gram - respectivamente, foi utilizado então um meio de cultura rico. Os meios ricos se caracterizam pelo crescimento de qualquer tipo de bactéria, pois o próprio meio apresenta nutrientes para ambas. (104)

Os meios também podem ser classificados de acordo com seu estado de matéria em meios líquidos e sólidos. Entre eles o meio sólido foi escolhido pela vantagem de imobilizar as células permitindo um crescimento de forma visível. Essas massas isoladas são chamadas de cepas ou colônias, dependendo do conhecimento ou não da sua espécie bacteriana (104).

Dentre os meios que são sólidos e ricos, o Mueller Hinton Agar® (Figura 4.8) foi o escolhido para a cultura bacteriana. Ele se apresenta em forma de pó e deve ser dissolvido em água destilado na proporção de 38 gramas para 1 litro. Após ser feita a mistura deve-se homogeneizar e levar a autoclave para a esterilização (Figura 4.9).

Figura 4.8 - Composição do meio Muller Hinton Agar

Figura 4.9 - Meio de cultura preparado e esterilizado

Com isso, o meio foi distribuído nas placas de petri e depois submetidas a luz germicida. Essa luz faz com que o meio, que se encontrava no estado líquido fosse gelificados. Em tempo, a mesma luz também tem um poder bactericida (Figura 4.10).

Figura 4.10 - Placas de petri recebendo a luz germicida com o meio Mueller Hinton Agar® distribuído em toda sua extensão

4.2.4.2 duplicação das bactérias *Staphylococcus aureus* e *Escherichia coli*

A duplicação das bactérias se caracteriza num processo simples e rápido. É coletada uma cepa da bactéria e em seguida riscam-se as bactérias na superfície do

meio sem rasga-lo. Logo após, essa placa é levada para a estufa a 36°C e aguarda-se 24 horas para que as novas cepas sejam formadas (Figura 4.11).

Figura 4.11 - *Escherichia coli* ATCC 8739 sendo duplicada. A: Bactérias logo depois de serem riscadas sobre do meio de cultura. B: Cepas formadas após 24 horas na estufa

4.2.4.3 produção do inóculo

Seguindo o protocolo, o inóculo se caracteriza pela produção de uma substância que esteja com a concentração bacteriana de 1×10^6 unidade formadora de colônia por mililitro (UFC/ml) aonde o caldo usado para diluição será o NB 1/500 (Figura 4.12).

Figura 4.12 - Composição do caldo NB 1/500

Será adicionado em um microtubo, também chamado de eppendorf, 1 ml de NB 1/500 e uma cepa da bactéria desejada. Deve-se então levar ao vibrador para que se homogeneíze toda essa solução (figura 4.13).

Figura 4.13 - Microtubo s submetido ao vibrador para homogeneização da solução

Logo após, será realizada a leitura no espectrofotômetro ($\lambda = 625 \text{ nm}$) para alcançar absorvância de 0,12 ($A=0,12$). O valor obtido irá equivaler, aproximadamente, a escala 0.5 de Mc Farland que por sua vez equivalente a 1×10^8 UFC/mL. A partir dessa concentração serão realizadas diluições seriadas até obtermos 1×10^6 UFC/mL como concentração final do inóculo.

4.2.4.4 seleção do corpo de prova e colocação nas placas de 12 locos

Os corpos de prova foram selecionados e colocados dentro de uma placa com 12 locos para melhor distribuição e organização. Depois serão demarcados por tipo de bactéria, *Staphylococcus aureus* ou *Escherichia coli*, e por grupos: controle 0 horas, controle 24 horas, 1 ml de biocida aglutinado e 2 ml de biocida aglutinado. Todos esses sendo um lado com corante e sem corante, como podemos ver na figura 4.14.

Figura 4.14 - Corpos de prova separados por grupos, tipo de bactéria e presença ou não de corante; incluídos em placa de 12 locos

4.2.4.5 colocação do inóculo nos corpos de prova e logo após a colocação do meio SCDLP

Após a seleção do material foi realizada a aplicação em cada corpo de prova de 100 microlitros (μ l) da inóculo. Com isso, os locos que iram ser avaliados em 24 horas da aplicação dessa solução no material, foram condicionados por um papel metálico com medidas de 1,5 centímetro (cm) x 1,5 cm, ação necessária para evitar a evaporação da solução. Em seguida foram levados para estufa a 36°C.

Já os corpos de prova que foram avaliados de imediato, o grupo controle 0 horas, sofreram uma aplicação de 2,5 ml de caldo SCDLP (Figura 4.15).

Figura 4.15 - Composição do caldo SCDLP

Houve uma homogeneização dessa solução formada pelo inóculo mais o caldo SCDLP formando então a solução Y. A partir de então deu-se continuidade para próxima etapa: a diluição seriada da solução Y.

4.2.4.6 diluição seriada da solução Y

A solução Y sofreu uma diluição seriada visando sua aplicação nas placas de petri com meio Muller Hinton Ágar. Essa diluição se baseia na seguinte técnica: Foram colocados 900 microlitros do tampão Fosfato Salino PBS com pH 7,0 em três microtubos. Cada microtubo foi marcado com 10^{-1} , 10^{-2} , 10^{-3} e organizados em uma bandeja (Figura 4.16).

Figura 4.16 - Microtubos organizados e demarcados em uma bandeja com as concentrações da solução Y

Depois de organizado o microtubo com 10^{-1} recebeu 100 microlitros da solução Y e foi levado ao vibrador para a homogeneização. Logo após, foram pegos 100 microlitros do microtubo 10^{-1} e colocados no microtubo 10^{-2} . O microtubo 10^{-2} sofreu o mesmo processo para homogeneização e com isso foram recolhidos 100 microlitros dele e colocado no microtubo 10^{-3} . Esse último microtubo foi homogeneizado e 100 microlitros foram recolhidos e descartados. Isso foi repetido para cada corpo de prova testado.

4.2.4.7 colocação nas placas de petri marcadas com as diluições, tipo de corpo de prova e data

A partir disso, foram depositados 100 microlitros de cada microtubo nas respectivas placas. Usando como exemplo o microtubo 10^{-1} , foram recolhidos 100 microlitros desse dispositivo e colocado na placa demarcada com o nome da bactéria que foi usada, a concentração da solução Y, a data, o material testado e a presença ou não de corante (Figura 4.17).

Figura 4.17 - Bancada montada e com as placas de petri já confeccionadas nas devidas concentrações que serão posteriormente avaliadas

Assim sendo, todas as placas foram levadas para a estufa na temperatura de 36 °C por 24 e 48 horas.

4.2.4.8 contagem de cepas

Com os tempos decorridos, foram realizadas as duas contagens de cepas. A primeira contagem foi com o tempo de 24 horas após o depósito das placas na estufa e a segunda contagem após 48 horas (Figura 4.18).

Figura 4.18 - Contagem das cepas que se reproduziram no grupo controle 0 horas com relação ao corpo de prova da resina termopolimerizável com e sem corante no tempo de 24 horas

4.2.4.9 cálculos referenciais

Para termos os resultados requeridos precisamos calcular a partir dos números de colônias contados.

Cálculo de número de bactérias viáveis:

$$\frac{\text{Nº de colônias contadas} \times \text{Fator de diluição} \times \text{Volume do SCDLP usado na lavagem}}{\text{Área do filme colocado na superfície do corpo de prova}}$$

O resultado será multiplicado pelo fator de diluição da solução líquida que foi colocada para semear em Miller Hinton Ágar.

Observação 1: Deve-se usar o número de bactérias que estejam entre os valores de 30 a 300. E com isso, o fator de diluição é selecionado.

Observação 2: Quando o valor de número de colônias contadas for <1 será considerado o valor 1 para esses cálculos.

Com esse resultado, foi calculado a porcentagem de eficiência bactericida. Esse cálculo se baseia na seguinte fórmula:

Cálculo porcentual de eficiência:

$$\frac{\text{UFC Corpo de prova Branco 24h} - \text{UFC Corpo de prova com biocida}}{\text{UFC Corpo de prova Branco 24h}}$$

Observação 1: A sigla UFC significa Unidades Formadoras de Colônias.

Observação 2: O resultado estará em casas decimal

5 RESULTADOS

Os primeiros testes foram realizados durante a confecção dos corpos de prova para evidenciar qual dos solventes testados com biocida o PDADMAC tinham melhor capacidade de se aglutinar às cadeias poliméricas das resinas acrílicas e as cadeias cíclicas dos silicones.

Durante o processo de aglutinação do biocida com o material ficou evidente que o Policloreto de dialildimetilamônio quando dissolvido em água tinha uma maior dificuldade na incorporação quando comparado com o solvente THF, ficando grande parte desse biocida precipitado.

Porém, para termos a confirmação desse achado foram feitos os testes de superfície no software SurfaceWare9 Phoenix®. Como explicado nos métodos, esse teste se baseia na comparação dos ângulos de contato criados entre a gota de água e o corpo de prova (Figura 5.1). Os grupos avaliados foram os corpos de prova sem biocida, os corpos de provas com biocida dissolvidos em água e os corpos de prova com biocida dissolvidos em THF. Sendo cada grupo ainda subdividido em com corante e sem corante.

Figura 5.1 - Exemplo da comparação entre os materiais testados. A: Resina termopolimerizável sem biocida dissolvido em THF e sem corante. B: Resina termopolimerizável com biocida dissolvido em THF e com corante

Realizado o teste, quando comparados os corpos de prova sem biocida e os com biocida dissolvidos em água ficou evidente a sua não incorporação na massa, como já havia sido notado durante a manipulação do material, pois o ângulo de contato em ambos os corpos de prova foram iguais.

Quando testados os corpos de prova sem biocida *versus* os corpos de prova com biocida dissolvidos em THF notamos uma significativa diferença entre os ângulos de contatos formados. Como evidenciamos nas tabelas 5.1 a 5.3.

Tabela 5.1 - Teste de superfície nos corpos de prova de resina autopolimerizável

Resina acrílica autopolimerizável

Grupo	Ângulo de contato
Sem corante e sem biocida	73,8°
Com corante e sem biocida	68,5°
Sem corante e com biocida in THF	69,2°
Com corante e com biocida in THF	56,5°

Tabela 5.2 - Teste de superfície nos corpos de prova de resina termopolimerizável

Resina acrílica termopolimerizável

Grupo	Ângulo de contato
Sem corante e sem biocida	75°
Com corante e sem biocida	62,7°
Sem corante e com biocida in THF	66,6°
Com corante e com biocida in THF	60,6°

Tabela 5.3 - Teste de superfície nos corpos de prova de silicone de uso médico

Silicone de uso médico

Grupo	Ângulo de contato
Sem corante e sem biocida	86,6°
Com corante e sem biocida	85,1°
Sem corante e com biocida in THF	78,3°
Com corante e com biocida in THF	69,1°

Esses resultados mostraram que os corpos de prova que foram submetidos a presença do Policloreto de dialildimetilamônio dissolvido em THF no seu processo de manipulação conseguiram boa incorporação desse material, sendo eles os utilizados para os próximos testes.

Com isso, foram realizadas a esterilização com radiação Gama e os testes biológicos. Após o passo a passo dos testes biológicos foram feitas as contagens nas placas de petri, sendo seus resultados tabelados (Tabela 5.4 a 5.5).

5.1 Resina Acrílica autopolimerizável

5.1.1 *Escherichia coli*

Tabela 5.4 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo controle sem corante as 0 hora

Tabela 5.5 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo controle com corante as 0 hora

Tabela 5.4

Tabela 5.5

Controle 0 horas sem corante

Tempo Conc. bact.	1º dia
10^{-1}	>300
10^{-2}	>300
10^{-3}	>300

Controle 0 horas com corante

Tempo Conc. bact.	1º dia
10^{-1}	>300
10^{-2}	250
10^{-3}	178

Tabela 5.6 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo controle sem corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.7 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo controle com corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.6

Tabela 5.7

Controle 24 horas sem corante

Tempo Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	>300	>300
10^{-2}	>300	>300
10^{-3}	>300	>300

Controle 24 horas com corante

Tempo Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	>300	>300
10^{-2}	>300	>300
10^{-3}	>300	>300

Tabela 5.8 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo com 1 ml de biocida sem corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.9 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo com 1 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.8

Tabela 5.9

1 ml sem corante

Tempo Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	270	>300
10^{-2}	230	280
10^{-3}	200	250

1 ml com corante

Tempo Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	>300	>300
10^{-2}	270	>300
10^{-3}	250	>300

Tabela 5.10 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo com 2 ml de biocida sem biocida as 24 e 48 horas

Tabela 5.11 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo com 2 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.10

Tabela 5.11

2 ml sem corante

Tempo Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

2 ml com corante

Tempo Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

5.1.2 *Staphylococcus aureus*

Tabela 5.12 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo controle sem corante as 0 hora

Tabela 5.13 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo controle com corante as 0 hora

Tabela 5.12

Controle 0 horas sem corante		
Tempo		0 horas
Conc. bact.		
10^{-1}		>300
10^{-2}		>300
10^{-3}		163

Tabela 5.13

Controle 0 horas com corante		
Tempo		0 horas
Conc. bact.		
10^{-1}		>300
10^{-2}		>300
10^{-3}		250

Tabela 5.14 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo controle sem corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.15 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo controle com corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.14

Controle 24 horas sem corante			
Tempo		1º dia	2º dia
Conc. bact.			
10^{-1}		>300	>300
10^{-2}		>300	>300
10^{-3}		201	>300

Tabela 5.15

Controle 24 horas com corante			
Tempo		1º dia	2º dia
Conc. bact.			
10^{-1}		>300	>300
10^{-2}		>300	>300
10^{-3}		234	>300

Tabela 5.16 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo 1 ml de biocida sem corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.17 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo 1 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.16

1 ml sem corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.17

1 ml com corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.18 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo 2 ml de biocida as 24 e 48 horas

Tabela 5.19 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina autopolimerizável grupo 2 ml de biocida as 24 e 48 horas

Tabela 5.18

2 ml sem corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	2
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.19

2 ml com corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

5.2. Resina acrílica termopolimerizável

5.2.1. *Escherichia coli*

Tabela 5.20 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo controle sem biocida as 0 horas

Tabela 5.21 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo controle com biocida as 0 horas

Tabela 5.20

Controle 0 horas sem corante

Tempo \ Conc. bact.	0 horas
10^{-1}	>300
10^{-2}	>300
10^{-3}	11

Tabela 5.21

Controle 0 horas com corante

Tempo \ Conc. bact.	0 horas
10^{-1}	>300
10^{-2}	14
10^{-3}	2

Tabela 5.22 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo controle sem corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.23 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo controle com corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.22

Controle 24 horas sem corante

Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	60	80
10^{-2}	3	8
10^{-3}	1	2

Tabela 5.23

Controle 24 horas com corante

Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	>300	>300
10^{-2}	155	155
10^{-3}	19	21

Tabela 5.24 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo com 1 ml de biocida sem corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.25 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo com 1 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.24

1 ml sem corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	1
10^{-2}	<1	2
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.25

1 ml com corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	2
10^{-2}	<1	2
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.26 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo com 2 ml de biocida sem corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.27 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo com 2 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.26

2 ml sem corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.27

2 ml com corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

5.2.2. *Staphylococcus aureus*

Tabela 5.28 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo controle sem corante 0 hora

Tabela 5.29 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo controle com corante 0 hora

Tabela 5.28

Controle 0 hora sem corante		
Conc. bact.	Tempo	1º dia
	10^{-1}	>300
	10^{-2}	198
	10^{-3}	16

Tabela 5.29

Controle 0 hora com corante		
Conc. bact.	Tempo	1º dia
	10^{-1}	>300
	10^{-2}	178
	10^{-3}	38

Tabela 5.30 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo controle sem corante 24 horas

Tabela 5.31 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo controle com corante 24 horas

Tabela 5.30

Controle 24 horas sem corante			
Conc. bact.	Tempo	1º dia	2º dia
	10^{-1}	>300	>300
	10^{-2}	255	255
	10^{-3}	97	100

Tabela 5.31

Controle 24 horas com corante			
Conc. bact.	Tempo	1º dia	2º dia
	10^{-1}	110	140
	10^{-2}	12	16
	10^{-3}	1	2

Tabela 5.32 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo com 1 ml de biocida sem corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.33 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo com 1 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.32

1 ml sem corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.33

1 ml com corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	10	11
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.34 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo com 2 ml de biocida sem corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.35 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova da resina termopolimerizável grupo com 2 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.34

2 ml sem corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.35

2 ml com corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

5.3. Silicone de uso médico

5.3.1. *Escherichia coli*

Tabela 5.36 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo controle sem corante 0 horas

Tabela 5.37 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo controle sem corante 0 horas

Tabela 5.36

Controle 0 horas sem corante	
Tempo \ Conc. bact.	0 horas
10^{-1}	54
10^{-2}	>300
10^{-3}	2

Tabela 5.37

Controle 0 horas com corante	
Tempo \ Conc. bact.	1º dia
10^{-1}	>300
10^{-2}	>300
10^{-3}	2

Tabela 5.38 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo controle sem corante 24 a 48 horas

Tabela 5.39 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo controle com corante 24 a 48 horas

Tabela 5.38

Controle 24 horas sem corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	>300	>300
10^{-2}	>300	>300
10^{-3}	24	25

Tabela 5.39

Controle 24 horas com corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	>300	>300
10^{-2}	>300	>300
10^{-3}	117	125

Tabela 5.40 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo com 1 ml sem corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.41 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo com 1 ml com corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.40

1 ml sem corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	>300	>300
10^{-2}	146	>300
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.41

1 ml com corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	>300	>300
10^{-2}	>300	>300
10^{-3}	5	30

Tabela 5.42 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo de 2ml sem corante as 24 a 48 horas

Tabela 5.43 - Testes biológicos com a bactéria *Escherichia coli* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo de 2ml com corante as 24 a 48 horas

Tabela 5.42

2 ml sem corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.43

2 ml com corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

5.3.2. *Staphylococcus aureus*

Tabela 5.44 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo sem corante 0 horas

Tabela 5.45 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo com corante 0 horas

Tabela 5.44

Controle 0 horas sem corante	
Tempo \ Conc. bact.	0 horas
10^{-1}	108
10^{-2}	18
10^{-3}	8

Tabela 5.45

Controle 0 horas com corante	
Tempo \ Conc. bact.	0 horas
10^{-1}	96
10^{-2}	8
10^{-3}	6

Tabela 5.46 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo controle sem corante 24 e 48 horas

Tabela 5.47 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo controle com corante 24 e 48 horas

Tabela 5.46

Controle 24 horas sem corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	115	120
10^{-2}	113	119
10^{-3}	52	65

Tabela 5.47

Controle 24 horas com corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	>300	>300
10^{-2}	20	55
10^{-3}	3	8

Tabela 5.48 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo de 1 ml de biocida sem corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.49 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo de 1 ml de biocida com corante as 24 e 48 horas

Tabela 5.48

1 ml sem corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.49

1 ml com corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.50 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo de 2 ml de biocida as 24 e 48 horas

Tabela 5.51 - Testes biológicos com a bactéria *Staphylococcus aureus* nos corpos de prova de silicone de uso médico no grupo de 2 ml de biocida as 24 e 48 horas

Tabela 5.50

2 ml sem corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

Tabela 5.51

2 ml com corante		
Tempo \ Conc. bact.	1º dia	2º dia
10^{-1}	<1	<1
10^{-2}	<1	<1
10^{-3}	<1	<1

5.4. Cálculos referenciais

Com a contagem já tabelada foram usados os cálculos referenciais, usados para observar o potencial bactericida dos materiais testados, e foram obtidos os seguintes resultados (Tabela 5.52 a 5.57)

Tabela 5.52 - Eficácia dos corpos de prova confeccionados de resina autopolimerizavel com biocida frente a bactéria *Escherichia coli*

Escherichia coli		
Sem corante		Com corante
1 ml	6%	0%
2 ml	99,6%	99,6%

Tabela 5.53 - Eficácia dos corpos de prova confeccionados de resina autopolimerizavel com biocida frente a bactéria *Staphylococcus aureus*

Staphylococcus aureus		
Sem corante		Com corante
1 ml	99,5%	99,57%
2 ml	99,90%	99,57%

Tabela 5.54 - Eficácia dos corpos de prova confeccionados de resina termopolimerizavel com biocida frente a bactéria *Escherichia coli*

Escherichia coli		
Sem corante		Com corante
1 ml	75%	98,7%
2 ml	87,5%	99,35%

Tabela 5.55 - Eficácia dos corpos de prova confeccionados de resina termopolimerizável com biocida frente a bactéria *Staphylococcus aureus*

Staphylococcus aureus		
Sem corante		Com corante
1 ml	99,6%	92,1%
2 ml	99,6%	92,9%

Tabela 5.56 - Eficácia dos corpos de prova confeccionados de silicone de uso médico com biocida frente a bactéria *Escherichia coli*

Escherichia coli		
Sem corante		Com corante
	41%	76%
	96%	99,2%

Tabela 5.57 - Eficácia dos corpos de prova confeccionados de silicone de uso médico com biocida frente a bactéria *Staphylococcus aureus*

Staphylococcus aureus		
Sem corante		Com corante
	99,2%	98,2%
	99,2%	98,2%

6 DISCUSSÃO

Os biocidas são agentes químicos com propriedade de eliminar os microorganismos e normalmente são de amplo espectro. Atualmente, esses compostos são considerados uma esperança para muitos problemas enfrentados em áreas como da saúde, da agronomia e da ecologia.

Na área da saúde muitos dispositivos médicos e odontológicos vem sendo cruciais para o aumento da expectativa e melhoria de vida. Porém, esses dispositivos tendem a aumentar a contaminação microbiana graças aos mais diversos fatores. Isso leva a um dos mais complicados e atuais problemas da saúde mundial, as infecções microbianas.

Visando minimizar isso, vários estudos; como o de Murtough em 2001, Lambert em 1974 e Kenawy em 1998 (105, 106, 107); foram feitos no decorrer dos anos nos mais diversos materiais e superfícies, como o copolímero de ácido metacrílico e o polimetacrilato de glicidila, buscando a efetividade dos produtos biocidas nos microorganismos.

Dentre os agentes biocidas, a literatura é repleta de compostos que tenham essa finalidade. Os grupos biocidas mais pesquisados são os sais de amônio quartenário e iodo, as N-haloaminas, derivados de fenóis, ácido benzóico (108) e sulfoderivados (109). Além deles, é comum a introdução de compostos inorgânicos antimicrobianos aos polímeros, especialmente nanopartículas de prata (110).

Já o composto biocida escolhido para ser testado, o policloreto de dialildimetilamônio, é um composto com propriedade biocida amplamente conhecida e são usados em larga escala no tratamento de água, afluentes industriais, na fabricação de papel e nos sistemas de flotação. A escolha desses materiais para a presente dissertação partiu considerando o mecanismo de ação desses agentes frente as bactérias presentes na pele e mucosa oral dos pacientes.

Em tempo, alguns compostos devem ser usados como solventes dos compostos biocidas. A água é considerada o solvente universal e é bastante visada graças ao campo da química verde que visa proteção ambiental e a saúde do trabalhador. Já o tetrahidrofurano é solvente que graças ao seu H^+ livre é capaz de dissolver tantos compostos polares quanto apolares.

Como foi observado, o solvente água quando usado para dissolver o PDADMAC não obteve sucesso em seus testes sendo assim descartada. Já o solvente THF quando usado para dissolver o PDADMAC obteve sucesso em seus testes quando usado nas resinas e silicones. Esse tipo de solvente já foi usado em prol da odontologia na dissertação de mestrado de Fontes, em 2009, quando a pesquisadora incorporou esse tipo de solvente na composição dos adesivos odontológicos.

Com relação aos materiais usados como suporte desses agentes biocidas, a resina polimérica vem sendo usada desde a década de 70. (111) Porém, nenhum dos artigos encontrados obtinha um estudo com a finalidade do uso desse material em fins odontológicos.

Os silicones são materiais mais recentes e com poucos estudos envolvendo-o com os compostos biocidas. Pusineri (98) em 1999 desenvolveu um sistema elastomérico silicone com biocidas dos precursores do cloro ativo, de preferência N-cloramina, sendo utilizável apenas em moldagens e com isso, patenteou esse composto. Porém, nenhum estudo ainda foi realizado visando a utilização de silicones com propriedades biocidas para materiais de confecção para próteses faciais e intra-bucais.

No presente estudo, as resinas e silicones foram testadas com o biocida policloreto de dialildimetilamônia dissolvidos em THF. Sendo usado o protocolo da Japanese Industrial Standard nomeado de Antibacterial products - Test for antibacterial activity and efficacy JIS Z 2801:2010. Ao final dos testes ficou evidente o sucesso em relação ao caráter bactericida dos polímeros.

Atualmente, vários materiais já são bactericidas usando outros tipos de biocida. Como exemplo pode-se citar Lim em 2014 (113), que desenvolveu um cateter revestido de polydopamine com ação bactericida e Sinclair em 2012 (114) que desenvolveu um revestimento antimicrobiano para bactérias resistentes.

Porém, materiais para serem considerados polímeros antimicrobianos devem ser avaliados além das bactéria, também em outras espécies de micro-organismos como: fungos e vírus. Só assim poderão ser classificados, segundo Siedenbiedel em 2012 (87), como:

- os polímeros biocidas (*biocidal polymer*): são preparados pela introdução de grupos biocidas a estruturas poliméricas preparadas previamente (suportes);

- os biocidas poliméricos (*polymeric biocide*): são polímeros cujas unidades repetitivas (meros) possuem ação biocida; e
- polímeros que liberam biocidas (*biocide-releasing polymers*): são materiais nos quais a porção polimérica atua meramente como carreadora do biocida.

Portanto, mais estudos devem ser feitos visando a lixiviação desse material e mais testes nos demais micro-organismos para assim serem classificados dessa maneira.

7 CONCLUSÕES

1. O biocida policloreto de dialildimetilamônio quando dissolvido no tetrahidrofurano apresentou boa incorporação tanto nas resinas acrílicas, quimicamente ativas e termo ativas, quanto no silicone de uso médico.
2. Apenas os corpos de prova que receberam 2 mililitros de biocida tiveram uma resposta bactericida eficaz.

REFERÊNCIAS¹

1. Cardoso SMO. Estudo da estética facial visando à confecção das próteses faciais [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1990.
2. Fernandes CS. Análise das dimensões ósseas periorbitárias por meio de tomografia computadorizada, visando à colocação de implantes osseointegráveis [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2006.
3. Rezende JRV. Fundamentos da prótese buco-maxilo-facial. São Paulo: Sarvier; 1997.
4. Carvalho CM, Dias RB, Câmara BSM, André M. Reabilitação protética Craniomaxilofacial. São Paulo: Editora Santos; 2010.
5. Brito RD, Cardim RH, Pereira SL, Coto NP, Antoniazzi, T. F. Estudo do uso potencial da Fitoterapia na higienização de próteses oculares. Rev Paul Odontol. 2008 mar-maio;30(1):26-9.
6. Turano JC, Turano ML, Turano MV. Fundamentos da prótese total. São Paulo: Editora Santos; 2010.
7. Lode HM. Clinical impact of antibiotic-resistant gram-positive pathogens. Clin Microbiol Infect. 2009 Mar;15:212-17.
8. Gonzales FP, Maisch T. XF drugs: A New family of antibacterials. Drug News Perspect. 2010 Apr;23(3):167-74.
9. Milovic NM, Wang J, Lewis K, Klibanov, AM. Immobilized N-Alkylated polyethylenimine avidly kills bacteria by rupturing cell membranes with no resistance developed. Biotechnol Bioeng. 2005 Jun;90(6):715-22.
10. Bonilla AM, Garcia MF. Polymeric materials with antimicrobial activity. Progr Polymer Sci. 2012 Feb;37(2):281-339.

¹ De acordo com o estilo Vancouver

11. Klevens RM, Morrison MA, Nadle J, Petit S, Gershman K, Ray S, et al. Invasive methicillin-resistant staphylococcus aureus Infections in the United States. J Am Med Assoc. 2007 Oct;298(15):1763-71.
12. Mansur-Azzam M, Hosseinidoust Z, Wooo SG, Vyhnaikova R, Eisenberg A, Theo GM. Bacteria survival probability in bactericidal filter paper. Colloids Surf B: Biointerfaces. 2014 May;117(1):383–8. doi:10.1016/j.colourfb.2014.03.011.
13. Cardoso MSO. Avaliação das dimensões biopsicossociais de pacientes fissurados labiopalatais [tese] Camaragibe: Faculdade de Odontologia, Universidade de Pernambuco; 2002.
14. Suzuki P, Ohishi M. Psicologia aplicada à reabilitação. Rio de Janeiro: Imago; 2006.
15. Goldstein RE. Estética em odontologia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1996.
16. Rashid M, Zia-UI-Islam M, Sarwar SU, Bhatti Am. The expansile supraclavicular artery flap for release of post-burns contractures. Plast Reconstr Aesthet Surg 2006 Jun;59(10):1094-101.
17. Kalanter-Hormozi A, Khorvash B: Repair of skin covering Osteoradionecrosis of the mandible with the fasciocutaneous supraclavicular artery island flap: Case report. J Craniomaxillofac Surg. 2006 Oct;34(7):440-2.
18. Laredo COA, Valverde CA, Novo TL, Navarro S, Marquez M. Supraclavicular bilobed fascio cutaneous flap for post burn cervical contractures. Burns. 2007 Sep;33(6):770-5.
19. Luccia N. Reabilitação pós-amputação. In: Pitta GBB, Castro AA. Burihan E, organizadores. Angiologia e cirurgia vascular: guia ilustrado. Maceió: UNCISAL/ECMAL & LAVA; 2003.
20. Luccia N, Gof FS, Guimarães JS. Técnica cirúrgica: bases anatômicas, fisiopatológicas e técnicas de cirurgia. São Paulo: Editora Atheneu; 1996.

21. Van Doorne JM. Extra-oral prosthetics: past and present. *J Invent Surg*. 1994 Jul-Aug;7(4): 267-74.
22. Huband M. Prosthetic rehabilitation. *Dermatol Clin*. 2011;29(2):325–30.
23. Lange M. Medicina da reabilitação. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2004.
24. Figueiredo NG. O impacto da mutilação facial do ponto de vista psicossocial e os mecanismos de defesa utilizados pelos pacientes para atenuarem a perda [trabalho de conclusão de curso]. Camaragibe: Universidade de Pernambuco, Faculdade de Odontologia; 2005.
25. Rana M, Warraich R, Kokemüller H, Lemound J, Essig H, Tavassol F, et al. Reconstruction of mandibular defects – clinical retrospective research over a 10-year period. *Head Neck Oncol*. 2011 Apr;3:23. doi: 10.1186/1758-3284-3-23.
26. Murray PR, Rosenthal KS, Pfaller MA. Microbiologia médica. Rio de Janeiro: Elsevier; 2006.
27. Davis BD. Microbiology. 4 ed. Philadelphia: Lippincott; 1990.
28. Talaro K, Talaro A. Foundations in microbiology. 4 ed. New York: McGraw Hill; 2002.
29. Romaní AM, Fund K, Artigas J, Schwartz T, Sabater S, Obs, U. Relevance of polymeric matrix enzymes during biofilm formation. *Microbiol Ecol*. 2008 Oct;56(3):427-36.
30. Donlan RM, Costerton, JW. Biofilms: Survival mechanisms of clinically relevant microorganisms. *Am Soc Microbiol*. 2002 Apr;15(2):167-93.
31. Hall-Stoodley L, Costerton JW, Stoodley P. Bacterial biofilms: From the natural environment to infectious diseases. *Microbiology*. 2004 Feb;2(2):95-108.
32. Almeida PF. Microbióta estreptocócica associada com a formação inicial da placa dental. *Rev Ciênc Méd e Biol*. 2002 Nov;1(1):33-41.

33. Kakore CR, Chakraborty S, Khopade AN, Mahadik KR. Biofilm: Importance and applications. *Indian J Biotechnol.* 2009 Mar;8(2):159-68.
34. Sissons CH, Wong L, An YH. Laboratory culture and analysis of microbial biofilms. In: An YH, Friedman RJ. editors. *Handbook of bacterial adhesion: principles, methods and applications.* Totowa, NJ: Humana press Inc; 2000. Chapter 9;133-61.
35. Lasa I. Towards the identification of the common features of bacterial biofilm development. *Int Microbiol.* 2006 Mar;9(1):21-28.
36. Dalton HM, March PE. Molecular genetics of bacterial adhesion and biofouling. In: An YH, Friedman RJ. editors. *Handbook of bacterial adhesion: Principles, Methods and Applications.* Totowa, NJ: Humana Press Inc; 2000. Chapter 3;43-67.
37. Boland T, Latour RA, Stutzenberger FJ. Molecular basis of bacterial adhesion. In: An YH, Friedman RJ. editors. *Handbook of bacterial adhesion: principles, methods and applications.* Totowa, NJ: Humana Press Inc; 2000. Chapter 2;29-41.
38. Caçador MP. Controlo de biofilmes indesejáveis: utilização de biocidas em meios hospitalares [dissertação]. Braga: Faculdade de Minho; 2009.
39. Nishida CL. Análise da rugosidade superficial de diferentes marcas comerciais de resina acrílica para coroas provisórias [dissertação]. Bauru: Universidade de São Paulo; 2010.
40. Rabello E. Colonização do trato respiratório. *Pulmão RJ.* 2009;2(1):9-11.
41. Linoli O, Marconi S, Garaffa M. Quantitative bacterial ecology of normal nasal mucosa. *Ann Sclavo.* 1981 Mar-Apr;23(2):151-61.
42. Christensen JN, Fahmy JA. The bacterial flora of the conjunctival anophthalmic socket in glass prosthesis-carriers. *Acta Ophthalmol.* 1974;52(6):801-9.
43. Portellinha WM, Belfort JR R, Cai S, Novo NF. Estudo clínico-microbiológico citológico e de função lacrimal em pacientes com cavidade anoftálmica e uso de prótese ocular de acrílico. *Arq Bras Oftalmol.* 1984;47(2):159-63.

44. Dayal Y, Rao SS, Mahajan VM. Comparative study of bacterial and fungal floras of contracted sockets and fellow eyes. *Ann Ophthalmol*. 1984 Feb;16(2):154-8.
45. Kloos WE, Bannerman TL. *Staphylococcus and Micrococcus*. In: Murray PR. *Manual of clinical microbiology*. 6th.ed. Washington: ASM; 1995. p. 282-98.
46. Morris R, Camesasca FI, Byrne J, John G. Postoperative endophthalmitis resulting from prosthesis contamination in monocular patient. *Am J Ophthalmol*. 1993 Sep;116(3):346-9.
47. Prakash B, Veeregowda BM, Krishnappa G. Biofilms: A survival strategy of bacteria. *Curr Sci*. 2003 Nov;85(9):1299-306.
48. Kumar A, Prasad R. Biofilms. *JK Sci*. 2006;8(1):14-7.
49. An YH, Skowronski P. General considerations for studying bacterial adhesion to biomaterials. In: An YH, Friedman RJ. editors. *Handbook of bacterial adhesion: principles, methods and applications*. Totowa, NJ: Humana Press Inc; 2000. Chapter 8;121-31.
50. An YH, Blair BK, Martin KL, Friedman RJ. Macromolecule surface coating for preventing bacterial adhesion. In: An YH, Friedman RJ. editors. *Handbook of bacterial adhesion: principles, methods and applications*. Totowa, NJ: Humana Press Inc; 2000. Chapter 39;609-25.
51. Barnes L M, Lom F, Adams MR, Chamberlain AHL. Effect of milk proteins on adhesion of bacteria to stainless steel surfaces. *Appl Environ Microbiol*. 1999 Oct;65(10):4543-8.
52. Bastos FS. Avaliação da textura superficial e comportamento ao desgaste do esmalte dentário [dissertação] Belo Horizonte: Faculdade Federal de Minas Gerais; 2004.
53. Reid G. Studying Bacterial colonization of tubular medical devices. In: An YH, Friedman RJ. editors. *Handbook of bacterial adhesion: principles, methods and applications*. Totowa, NJ: Humana Press Inc; 2000: p.345-50
54. Ferreira C, Pereira AM, Melo LF, Simões M. Advances in industrial biofilm control with micro-nanotechnology. In: Méndez-Vilas A. *Current research technology and education topics in applied microbiology and microbial biotechnology*. Formatez

Res Center. 2010 Nov;65(10) 845-54.

55. Behlau I, Gilmore MS. Microbial biofilms in ophtalmology and infectious disease. Arch Ophtalmol. 2008;126(11):1572-81.
56. Donlan RM. Biofilms and device-associated infections. Emerg Infect Dis J. 2001 Apr;7(2):277-80.
57. Costerton JW. Introduction to biofilm. Int J Antimicrob Agents. 1999 May;11(3):217-21.
58. Stewart PS, Costerton JW. Antibiotic resistance of bacteria in biofilms. The Lancet. 2001 Jul;358(9276):135-8.
59. Dror N, Mandel M, Hazan Z, Lavie G. Advances in microbial biofilm prevention on indwelling medical devices with emphasis on usage of acoustic energy, Sensors Basil. 2009 Apr;9(4):2538-54.
60. Guiotti AM, Goiaato MC. Avaliação de um silicone nacional para próteses faciais em função do efeito do tempo de armazenagem, da desinfecção química e da pigmentação sobre a deterioração marginal e a dureza SHORE A. Braz Dent Sci. 2008 Out-Dez;4(11):64-74.
61. Moragas WM, Schneider MO. Biocidas: suas propriedades e seu histórico no Brasil. Caminhos Geog. 2003 Set;3(10):26-40.
62. Bott TR. The use of biocides in industry. In: Biofilms- science and technology. applied sciences. London: Kluwer Academic Publishers; 1992. p. 567-81.
63. Cloete TE, Jacobs L, Brozel VS. The chemical control of biofouling in industrial water systems. Biodegration. 1998;9(1):23-37.
64. Denyer SP, Stewart GSA. Mechanisms of action of disinfectants. Int Biodeter Biodegr. 1998;41(3):261-8.
65. Sheperd MG, Poulter TM, Sullivan PA. Cândida albicans biology, genetics and phatogenecity. Ann Rev Microbiol. 1985 Oct;39(2):579-614.

66. Russell AD. Glutaraldehyde: its current status and uses. *Infect Control Hosp Epidemiol.* 1994 Jan;15(11):724-33.
67. Paulus W. *Microbiocides for the protection of materials- a handbook.* London: Chapman and Hall; 1993.
68. Calister Jr WD. *Ciência e engenharia de materiais – uma introdução.* 5ª ed. Rio de Janeiro: LTC Editora; 2002.
69. Peyton FA. History of resins in dentistry. *Dent Clin North Am.* 1975 Apr;19(2):21-2.
70. Anusavice KJ. *Philips science of dental materials.* 10 ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1996.
71. Craig RG. *Restorative dental materials.* 10 ed. Saint Louis: Mosby; 1997.
72. Akova T, Ozkomur A, Uysal H. Effect of food-simulating liquids on the mechanical properties of provisional restorative materials. *Dent Mater.* 2006 Dec;22(12):1130-34.
73. Luiz BKM. *Resinas compostas fotoativadas: propriedades micro e macroscópicas após cura e armazenadas em meios que simulam dieta [tese].* Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina; 2007.
74. Sideridou D, Achilias DS, Kyrikou E. Thermal expansion characteristics of light-cured dental resins and resin composites. *Biomaterials.* 2004 Jul;25(15):3087-97.
75. Graziani M. *Prótese maxilo-facial.* 2. ed. Rio de Janeiro: Científica; 1956.
76. Anusavice KJ, Chen S, Rawls RH. editors. *Philips materiais dentários.* 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Kogan; 1998.
77. Goiato MC, Pesqueira AA, Santos DM, Dekon SFC. Avaliação da dureza e rugosidade de superfície de dois silicones maxilofacial seguido de desinfecção. *Braz Oral Res.* 2009 Apr;23(1):49-53.

78. Neves ACC, Villela LC. Desenvolvimento de uma escala em silicone para tons de pele humana. *Rev Odontol Univ*. 1998 Apr;12(1):57-63.
79. Benoist M. Utilization des resins souples em prothese maxillo-faciale. *Rev Stomatol (Paris)*. 1962 Mar;63(1):532-33.
80. Role KS. *Escherichia coli* infections. *J Clin Microbiol*. 2002 Mar;40(1):2711-5.
81. Su C, Brandt LJ. *Escherichia coli* O157:H7 infections in humans. *Ann Intern Med*. 1995 Mar;123(1):698-714.
82. Slutsker L, Laurence SMD, Allen AR, Katherine DG, Joy G, Wells MS, et al. *Escherichia Coli* O157:H7 diarrhea in the United States: Clinical and epidemiologic features. *Ann Intern Med*. 1997 Apr;126(1):505-13.
83. Lowy FD. *Staphylococcus aureus* infections. *N Engl J Med*. 1998 Apr;339(1):520-32.
84. Srinivasan A, Dick JD, Perl TM. Vancomycin resistance in *Staphylococci*. *Clin Microbiol Rev*. 2002 Nov;15(1):430-8.
85. Zhao X, Zhang Y. Bacteria-removing and bactericidal efficiencies of PDADMAC composite coagulants in enhanced coagulation treatment. *Clean – Soil, Air, Wate*. 2012 Nov;41(1):37-42.
86. Neves ACC, Rode R, Rode SM, Jorge AOC. Avaliação clínica e microbiológica da secreção conjuntival em usuários de prótese ocular em resina acrílica. *Rev Biociênc*. 2001 Jan;7(2):43-9.
87. Siedenbiedel T. Antimicrobial polymers in solution and on surfaces: overview and functional principles. *Polymers*. 2012 Jan;4(1):46-71.
88. Haldar J, An D, De Cienfuegos LA, Chen J, Klivanov, AM. Polymeric coatings that inactivate both influenza virus and pathogenic bacteria. *Proc Natl Acad Sci USA*. 2006 Nov;103(47):17667-71. doi: 10.1073/pnas.0608803103
89. Turrer HDG. Utilização de poliacrilamidas de alto peso molecular na flotação catiônica reversa de minério de ferro [dissertação]. Belo Horizonte: Escola de Engenharia da UFMG; 2004.

90. Yong H. Coagulants and flocculants ñ theory and practise. 1 ed. Manhattan: Tall Oaks Publishing; 1995.
91. Kissa E. Dispersions, characterization, testing, and measurement. New York: Surfactant Science Series; 1999.
92. Vreugde MJA, Poling, GM. The effect of flocculants on reclaim water quality for flotation. Can Mining Metall Bull. 1975;1(3):1-6.
93. King JF, Rathore R, Lam JYL, Guo, ZR, Klassen DF. pH Optimization of nucleophilic Reactions in Water. J Am Chemi Soci. 1992 Jan;14(8):3028–33.
94. Júnior JJ, SILVA FM. Reações orgânicas em meio aquoso. Química Nova. 2001 Sep;24(5):5.
95. Prado AGS. Química verde, os desafios da química no novo milênio. Química Nova. 2003 Mar;26(5):738-44.
96. Solomons G, Fryhle C. Química orgânica. 7 ed. Rio de Janeiro: LTC; 2001.
97. Brauer GM, Termini DJ. Bonding of bovine enamel to restorative resin: Effect of pretreatment of enamel. J Dent Res. 1972 Nov;51(1):151-60.
98. Fontes ST. Tetrahidrofurano como solvente de adesivos odontológicos [dissertação]. Pelotas: Universidade Federal de Pelotas, Faculdade de Odontologia; 2009.
99. Buchalla R, Schuttler C, Bogl KW. Radiation sterilization of medical devices. Effects of ionizing radiation on ultra-high molecular-weight polyethylene. Radiat Phys Chem. 1995 Oct;46(4):579-85.
100. Laughlin WL, Boyd AW, Chadwich KH, Donald JC, Miler A. Dosimetry for radiation processing. London: Taylor and Francis; 1989.
101. Aquino KAS. Sterilization by gamma irradiation, InTech, 2012. [citado 29 jan 2016] Disponível em: http://cdn.intechopen.com/pdfs/32842/InTech-Sterilization_by_gamma_irradiation.pdf

102. Da Silva RC, da Silva RM, Aquino KAS. A interação da radiação gama com a matéria no processo de esterilização. *Rev Virt Quim.* 2014 Mar;6(6):1624-41.
103. Woods RJ, Pikaev, A. *Em applied radiation chemistry: radiation processing*; New York: Wiley & Lons; 1994. Chapter 4.
104. Madigan MT, Martinko JM. *Brock biology of microorganisms.* 11th ed. Ohio: Pearson Prentice Hall; 2006. Unit I.
105. Murtough SM, Hiom Sj, Palmer M, Russel AD. Biocid rotation in the healthcare setting: Is there a care for policy implementation? *J Hosp Infect.* 2001 Jun;48(1):1-6.
106. Lambert JL, Fina LR. US Patent No 3,817,860. Washington: U.S. Patent and Trademark Office. 1974. [citado 10 jan 2016]. Disponível em: <http://patft.uspto.gov/netacgi/nphParser?Sect1=PTO1&Sect2=HITOFF&d=PALL&p=1&u=%2Fmetahtml%2FPTO%2Fsrchnum.htm&r=1&f=G&l=50&s1=3817860.PN.&OS=PN/3817860&RS=PN/3817860>
107. Kenawy El-R, Abdel-Hay FI, El-Raheem A, El-Shanshoury R, El-Newehy MH. Biologically active polymers: synthesis and antimicrobial activity of modified glycidyl methacrylate polymers having a quaternary ammonium and phosphonium groups. *J Controll Release.* 1998 Jan;50(1-3):145-52.
108. Lu G, Wu D, Fu R. Studies on the synthesis and antibacterial activities of polymeric quaternary ammonium salts from dimethylaminoethyl methacrylate. *React Funct Polym.* 2007 Apr;67(4):355-66.
109. Iconomopoulou SM, Andreopoulou AK, Soto A, Kallitsis JK, Voyiatzis GA. Incorporation of low molecular weight biocides into polystyrene-divinyl benzene beads with controlled release characteristics. *J Controll Release.* 2005 Jan;102(1):223-33.
110. Oliveira RO. *Preparação e avaliação biocida de compósitos à base de resinas reticuladas contendo nanopartículas de prata [dissertação].* Rio de Janeiro: Universidade do Estado do Rio de Janeiro; 2010.
111. Jandrey AC. *Desenvolvimento de resinas a base de 2-vinil-piridina contendo iodo e sua avaliação como agente bactericida [tese].* São Paulo: Instituto Militar de Engenharia; 2007.

112. Pusineri C, Del Torto M. Patente PI9912869-1. France. 2009. Sistema elastomérico silicone com propriedades biocidas utilizável em particular para a moldagem, processo de preparação do sistema, utilização do sistema e material para realização de modelagem [citado 29 fev 2016]. Disponível em: <http://www.patentesonline.com.br/sistema-elastom-rico-silicone-com-propriedades-biocidas-utiliz-vel-em-particular-93757.html>
113. Lim K, Chua RR, Bow H, Tambyah PA, Hadinoto K, Leong SS. Development of a catheter functionalized by a polydopamine peptide coating with antimicrobial and antibiofilm properties. *Acta Biomater*. 2015 Mar;15:127-38. doi: 10.1016/j.actbio.2014.12.015.
114. Sinclair KD, Pham TX, Farnsworth RW, Williams DL, Loc-Carrillo C, Horne LA, et al. Development of a broad spectrum polymer-released antimicrobial coating for the prevention of resistant strain bacterial infections. *J Biomed Mater Res A*. 2012 Oct;100(10):2732-8.