**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU**

VINICIUS RIZZO MARQUES

**Avaliação de massa e rugosidade superficial de pastilhas de
Ti-6Al-4V com aplicação de nanopartículas de prata
submetidos ao teste de escovação**

**BAURU
2015**

VINICIUS RIZZO MARQUES

**Avaliação de massa e rugosidade superficial de pastilhas de
Ti-6Al-4V com aplicação de nanopartículas de prata
submetidos ao teste de escovação**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas Aplicadas, área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela

**BAURU
2015**

M348a

Marques, Vinicius Rizzo

Avaliação de massa e rugosidade superficial de pastilhas de Ti-6Al-4V com aplicação de nanopartículas de prata submetidos ao teste de escovação/ Vinicius Rizzo Marques. – Bauru, 2015
110p. il. 30cm

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data: ____/____/____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho ao meu pai **Francisco**, pelas lições de profissionalismo e paciência;

à minha mãe **Emiliana** pelo exemplo singular de dedicação e amor;

ao meu irmão **Lucas**, espelho de fraternidade, confiança e respeito;

ao meu avô, **Dr. Octávio**, por todo esforço de unir os conhecimentos de uma vida e sua habilidade única de conseguir repassá-los; à minha avó, **Maria**, pelas lições de carinho e luta.

Juntos me ensinaram o significado de saudades;

aos meus tios e tias pela união e fé;

à minhas primas, primos e toda família pela amizade e carinho. Nossa união está sempre em primeiro lugar;

à minha companheira **Marília**, que mesmo nas horas em que estive ausente me deu forças. Seu olhar me ilumina e seu sorriso me conforta;

aos grandes amigos de mestrado, **Gustavo Poo Andrade, Andréa Falcão, Fer Piras, Guilherme Moreira, Ilana Ramalho, Oscar Marcillo, Patrick Alves, Thereza Pacheco e Verena Cunha**, pessoas muito especiais cujas lições de vida e amizade são exemplos que carregarei no meu coração para sempre;

aos amigos de infância, **Lucas Sartori, Felipe Signoretti, Bruno Takegawa, Gabriel Módulo, Lucas Denadai, Gustavo Pioli, Frederico Meira, Ju e Renata Marchette, Laís Bueno e Guilherme Lopes**; e dos tempos de faculdade, em especial o irmão **Vitor Baldo e Camila Massaro**; nossa convivência engrandeceu minha caminhada e a amizade que vocês me presentearam marcou minha vida de maneira única;

aos queridos irmãos da **Acadêmica**, que de forma justa e perfeita estão ao meu lado, me orientando e ensinando o caminho fraternidade;

à todos que escreveram um capítulo, uma página, uma frase ou simplesmente colocaram um ponto no livro da minha vida, meu muito obrigado por cada palavra, cada abraço, cada lágrima e cada sorriso que trocamos.

AGRADECIMENTOS

À Universidade de São Paulo, eterno orgulho; à Faculdade de Odontologia de Bauru, minha casa que carregarei sempre no peito;

aos professores, em especial aos do departamento de prótese, **Prof.^a Dr.^a Ana Lúcia Pompéia Fraga de Almeida**, **Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira de Araújo**, **Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante**, **Prof. Dr. Gerson Bonfante**, **Prof. Dr. José Henrique Rubo**, **Prof.^a Dr.^a Lucimar Falavinha Vieira**, **Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti**, **Prof. Dr. Pedro César Garcia de Oliveira**, **Prof. Dr. Renato de Freitas**, **Prof.^a Dr.^a Simone Soares**, **Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto** e **Prof.^a Dr.^a Karin Hermana Neppelenbroek**, que dedicaram seu tempo e compartilharam sua experiência.

aos dedicados **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro** e **Prof. Dr. Accácio Lins do Valle**, exemplos de dedicação à odontologia e seus alunos; profissionais ímpares que cotidianamente estiveram ao nosso lado, se esforçando para ampliar nosso conhecimento e compartilhando seus ensinamentos.

aos professores **Prof. Dr. César Antunes de Freitas**, **Prof. Dr. José Pereira Lauris** e **Prof. Dr. Paulo Henrique Orlato Rossetti**; alunos **Bruno Martini Guimarães**, **Talita Tartari**, **Samira Salmeron** e **Rafael Ferreira**; funcionários **Renato Pereira Murback** e **Edimauro de Andrade**, que compartilharam suas horas me auxiliando no desenvolvimento deste trabalho;

à todos os funcionários, em especial os amigos **Hebe**, **Cleuzinha** e **Odemir**, que estiveram conosco nos dias mais anônimos, nas horas mais simples, com os pequenos gestos e pequenas atenções;

e aos pacientes, em especial **Dona Marineide**, que, sem ter-nos escolhido, confiaram em nossas mãos.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao **Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela**, orientador que confiou em meu trabalho, acreditando em mim e possibilitando tantas mudanças positivas em minha vida, no âmbito profissional e especialmente pessoal. Os ensinamentos que me foram transmitidos por esse excelente professor são lições de profissionalismo e competência que me inspiram a continuar a buscar cada vez mais.

Minha eterna gratidão para com este grande mestre. Os conselhos e lições que foram divididas são exemplos que serão seguidos, a confiança e amizade nunca serão esquecidas e o elo de respeito e admiração jamais será quebrado.

"Dentro de nós existem dois lobos. Um é mau, seus dentes são fortes como a raiva, inveja, ciúmes, ressentimento, orgulho e ego; o outro é bom, seu olhar é forte como alegria, esperança, serenidade, bondade, compaixão, harmonia e humildade. Eles vivem em luta. Vence o que você alimentar mais."

-Provérbio Indígena

"Pés no chão, olhos no horizonte, mente no infinito".

RESUMO

Este estudo teve por objetivo avaliar a variação da massa e rugosidade de pastilhas de Ti-6Al-4V com e sem aplicação superficial de nanopartículas de prata coloidal (B-Safe®) de dimensões 1,5 cm; 0,5 cm e 0,2 cm, submetidas à teste de escovação e imersão pelo período experimental de 10 anos. No teste de escovação, quinze espécimes de Ti-6Al-4V (TE), quinze com B-Safe® (BE) e quinze de PMMA (PE) como controle foram subdivididos em três condições de escovação: dentifrício comum (DC), dentifrício experimental (DE) e controle com água destilada (H₂O) por 200 mil ciclos em máquina de escovação. Os resultados foram submetidos ao teste ANOVA a 2 critérios (condição de escovação e ciclos) e teste de Tukey ($\alpha=0,05$) para comparações múltiplas. Foi observada variação de massa apenas quando a condição de escovação foi DC nos espécimes do grupo PE e TE. Houve diferença estatisticamente significativa nos valores da variação de rugosidade no grupo TE e PE quando a condição de escovação foi DC; no grupo BE, houve diferença quando a condição foi DC e DE, porém em DE houve redução dos valores médios. No teste de imersão, objetivando analisar a ação dos dentifrícios sem o atrito das cerdas, seis espécimes de Ti-6Al-4V (TI) e seis com B-Safe® (BI) foram subdivididos em três condições de imersão: DC, DE e H₂O pelo período de 244 horas. Os resultados foram submetidos ao teste t de student pareado. Não foi observada diferença estatística entre as variações de massa e rugosidade de nenhum dos corpos de prova após o teste. Complementar aos ensaios, foi realizado um protocolo de desinfecção com terapia fotodinâmica com azul de metileno pelo período de 4 semanas nos espécimes escovados. Após todos os testes, foi realizada espectrometria de energia dispersiva de raios-X (EDS) para caracterização dos elementos químicos presentes nos espécimes, onde não se observou variações. Os resultados sugerem que o DE é mais indicado para utilização com implantes, enquanto DC apresenta um poder abrasivo capaz de danificar a superfície do Ti-6Al-4V. Não foi observado nenhum indício de corrosão em nenhum grupo testado.

Palavras-chave*: Titânio. Implantes dentários. Escovação dentária.

ABSTRACT

Evaluation of mass and surface roughness of Ti-6Al-4V tablets with silver nanoparticles application submitted to brushing test

This study aimed to evaluate the variation of mass and roughness of Ti-6Al-4V tablets with and without superficial application of colloidal silver nanoparticles (B-Safe®) with dimensions of 1,5 cm; 0,5 cm and 0,2 cm, submitted to brushing and immersion test for an experimental period of 10 years. For the brushing test, fifteen specimens of Ti-6Al-4V (TE), fifteen with B-Safe ® (BE) and fifteen of PMMA (PE) as control were subdivided into three brushing conditions: normal toothpaste (DC), experimental toothpaste (DE) and control with distilled water (H₂O) by 200 thousand cycles in brushing machine. The results were submitted to the ANOVA test on 2 criteria (brushing condition and cycles) and the Tukey test ($\alpha= 0,05$) for multiple comparisons. Mass variation was observed only when the brushing condition was DC, in PE and TE groups. Statistically significant difference was observed in the values of roughness variation on TE and PE group when the brushing condition was DC; in the BE group, there was difference when the condition was DC and DE, however in DE there was reduction of the average values. In the immersion test, aiming to analyze the action of toothpastes without the friction of the bristles, six specimens of Ti-6Al-4V (TI) and six with B-Safe ® (BI) were subdivided into three immersion conditions: DC, DE and H₂O for a period of 244 hours. The results were submitted to paired student t-test. No statistical difference was observed between mass and roughness variation for any of the specimens after the test. Additional to the tests, a disinfection protocol with photodynamic therapy with methylene blue was performed for a 4-week period on the brushed specimens. After all tests, Energy-dispersive X-ray Spectroscopy (EDS) was performed for characterization of the chemical elements present in the specimens, in which no variations were observed. The results suggest that DE is most suitable for use with implants, while DC has a higher abrasive power capable of damaging the Ti-6Al-4V surface. There was no evidence of corrosion in any tested group.

Keywords*: Titanium. Dental implants. Toothbrushing.

*In accordance with Health Sciences Descriptors (DeCS) available at <http://decs.bvs.br/>

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1	- Espécimes de Ti-6Al-4V conforme entregues pela fábrica.....	42
Figura 2	- A- Dentifrício comum (DC) Colgate Total 12 Gel Whitening; B- dentifrício experimental (DE).	42
Figura 3	- Escova curaprox 5460, cerdas extra macias.....	43
Figura 4	- A- rugosímetro Hommel Tester T 1000 basic ; B- detalhe da ponta que realizava a leitura.	43
Figura 5	- A- cabeça das escovas cortadas utilizadas no teste; B- Máquina de escovação; C- detalhe das cabeças de escovas preparadas para iniciar o teste; C- detalhe da escova incidindo sobre corpo de prova; D- composição da máquina com as seringas anexas, grupo H2O.	44
Figura 6	- Teste de imersão. A- TE condição H2O; B- TE condição DC; C- TE consição DE.....	45
Figura 7	- Terapia fotodinâmica com azul de metileno. A- Laser modelo LASER DUO; B- corpo de prova isolado; C- corpo de prova imerso; D- corpo de prova pronto para incidência do laser; D- laser sendo aplicado.	45
Figura 8	- TE sem escovação. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.....	58
Firura 9	- TE após 200 mil ciclos H2O. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.....	58
Firura 10	- TE após 200 mil ciclos DC. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.....	59
Firura 11	- TE após 200 mil ciclos DE. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.....	59
Figura 12	- BE sem escovação. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.....	59
Firura 13	- BE após 200 mil ciclos H2O. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.....	60

Figura 14 - BE após 200 mil ciclos DC. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.....	60
Figura 15 - BE após 200 mil ciclos DE. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.....	60
Figura 16 - PE sem escovação. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.....	61
Figura 17 - PE após 200 mil ciclos H ₂ O. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.....	61
Figura 18 - PE após 200 mil ciclos DC. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.....	61
Figura 19 - PE após 200 mil ciclos DE. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.....	62

- GRÁFICOS

Gráfico 1 - Médias e desvios-padrão da variação da massa. Grupo TE.....	50
Gráfico 2 - Médias e desvios-padrão da variação da massa. Grupo BE.....	51
Gráfico 3 - Médias e desvios-padrão da variação da massa. Grupo PE.....	52
Gráfico 4 - Médias e desvios-padrão da variação da rugosidade. Grupo TE.....	53
Gráfico 5 - Médias e desvios-padrão da variação da rugosidade. Grupo BE.	54
Gráfico 6 - Médias e desvios-padrão da variação da rugosidade. Grupo PE.	55
Gráfico 7 - Análise EDS Cicatrizador sem aplicação de B-Safe ®.....	63
Gráfico 8 - Análise EDS Cicatrizador com B-Safe ®.....	63
Gráfico 9 - Análise EDS Ti-6Al-4V antes dos testes	64
Gráfico 10- Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de escovação H ₂ O	64
Gráfico 11- Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de escovação DC.....	64

Gráfico 12-	Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de escovação DE.....	64
Gráfico 13-	Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de imersão	65
Gráfico 14-	Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de escovação H2O e TPD	65
Gráfico 15-	Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de escovação DC e TPD	65
Gráfico 16-	Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de escovação DE e TPD.....	65
Gráfico 17-	Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® antes dos teste.....	66
Gráfico 18-	Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de escovação H2O.....	66
Gráfico 19-	Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de escovação DC.....	66
Gráfico 20-	Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de escovação DE.....	66
Gráfico 21-	Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de imersão.....	67
Gráfico 22-	Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de escovação H2O e TPD.....	67
Gráfico 23-	Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de escovação DC e TPD.....	67
Gráfico 24-	Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de escovação DE e TPD.....	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Distribuição dos corpos de prova (materiais por condição de escovação).....	38
Tabela 2 - Distribuição dos corpos de prova (materiais por condição de imersão)	40
Tabela 3 - Distribuição dos corpos de prova para aplicação de TPD, espécimes não escovados e após 200 mil ciclos de escovação com as diferentes condições.....	41
Tabela 4 - Médias e desvios-padrão (dp) da variação das massas (g) em função dos ciclos e condições de escovação.....	50
Tabela 5 - Teste de Tukey (variação da massa). Grupo TE.....	51
Tabela 6 - Teste de Tukey (variação da massa). Grupo PE	52
Tabela 7 - Médias e desvios-padrão (dp) da variação da rugosidade (μm) em função dos ciclos e condições de escovação	53
Tabela 8 - Teste de Tukey (variação da rugosidade). Grupo TE.....	54
Tabela 9 - Teste de Tukey (variação da rugosidade). Grupo BE	55
Tabela 10 - Teste de Tukey (variação da rugosidade). Grupo PE	56
Tabela 11 - Médias e desvios padrão (dp) da variação da massa (g) em função do meio de imersão e antes e após o ensaio (244h).....	57
Tabela 12 - Média e desvios-padrão (dp) da variação da rugosidade (μm) em função do meio de imersão e antes e após o ensaio (244h).....	57

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	19
2.1	TITÂNIO E DENTIFRÍCIOS	21
2.2	NANOPARTÍCULAS DE PRATA (AGNPS)	26
3	PROPOSIÇÃO	29
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	33
4.1	MATERIAL.....	35
4.1.1	CORPOS DE PROVA.....	35
4.1.2	DENTIFRÍCIOS	35
4.1.3	ESCOVAS	36
4.1.4	RUGOSÍMETRO.....	36
4.1.5	ANÁLISES MICROSCÓPICAS.....	37
4.2	MÉTODOS	37
4.2.1	ESCOVAÇÃO	37
4.2.2	TESTE DE IMERSÃO.....	40
4.2.3	TERAPIA FOTODINÂMICA.....	41
5	RESULTADOS	47
5.1	ESCOVAÇÃO	49
5.1.1	ANÁLISE ESTATÍSTICA	49
5.1.2	RESULTADOS	49
5.1.2.1	MASSA	49
5.1.2.2	RUGOSIDADE.....	52
5.2	IMERSÃO	56
5.2.1	ANÁLISE ESTATÍSTICA	56
5.2.2	RESULTADOS	56

5.3	ANÁLISES MICROSCÓPICAS (MEV E EDS).....	58
5.3.1	MICROSCÓPIO ELETRÔNICO DE VARREDURA (MEV)	58
5.3.2	ESPECTOMETRIA DE ENERGIA DISPERSIVA (EDS).....	63
6	DISCUSSÃO	69
7	CONCLUSÕES	75
	REFERÊNCIAS	79
	APÊNDICES.....	91
	ANEXO.....	101

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A conferência do Instituto Nacional de Desenvolvimento de Consenso sobre Saúde definiu o termo biomaterial como qualquer substância (ou droga) ou combinação de substâncias, de origem sintética ou natural, a qual pode ser usada por qualquer período de tempo, como um todo ou parte de um sistema que trata, aumenta ou substitui qualquer órgão, tecido ou função do corpo. (BORETOS, EDEN, 1984).

Após 50 anos de osseointegração, muito já se pesquisou sobre os implantes osseointegrados; a literatura apresenta taxas de sobrevivência dos implantes acima de 90% em estudos superiores a 15 anos (CARLSSON et al., 2000; JEMT; JOHANSSON, 2006; JEMT, 2008; ASTRAND et al., 2008; PIKNER et al., 2009; JACOBS et al., 2010; LOPS et al., 2012; RAVALD et al., 2013; MORASCHINI et al., 2015;). Ao longo do tempo o titânio e suas ligas vêm sofrendo mudanças estruturais referentes a tratamentos superficiais, tais como duplo ataque ácido e jateamento, aprimorando a superfície usinada e polida descrita por Albrektsson et al. (1981). Esta constante evolução direcionou novos estudos à melhoria do desempenho do titânio frente ao aposicionamento de tecido ósseo determinando um menor tempo de osseointegração.

O comportamento dos fatores intrínsecos que afetam a constituição gengival, discutido pelo grupo de Løe et al. (1965), determinam considerações sobre doenças inflamatórias periodontais e gengivais. O mesmo fenômeno pode se aplicar sobre o biofilme que se deposita em intermediários sobre implantes agravado por condições de pobre higiene oral ou regiões de difícil acesso, impondo uma condição inflamatória gengival inicialmente conhecida como mucosite e que se não bem diagnosticada e tratada pode posteriormente evoluir para uma periimplantite. Estas condições se agravam pela diminuição ou ausência de mucosa queratinizada ao redor de implantes e/ou intermediários. A associação de doenças sistêmicas crônicas como hipertensão e diabetes de fatores ambientais como tabagismo, contribuem para a perda óssea tecidual ao redor dos implantes; assim como o uso de bifosfonatos por via venosa, indicado para tratamento de osteopenia e

osteoporose, que podem determinar uma perda óssea generalizada de forma imprevisível.

A literatura ainda descreve que a presença do nível de estresse elevado determina a secreção de IL-1 (interleucina-1), advinda do fluido crevicular. Esta citocina é um forte estimulador de osteoclastos, determinando um metabolismo ósseo extremamente destrutivo, contribuindo ainda mais para a reabsorção óssea ao redor dos implantes (ISHIHARA et al., 1997).

Por mais polidas que sejam as superfícies dos componentes protéticos, mesmo instalado-os subgengivalmente, estes componentes ao longo dos anos de uso acabam por sofrer a ação das cerdas das escovas, componentes abrasivos dos dentífricos e procedimentos profiláticos profissionais, como raspagem com curetas, ultrassom e géis fluoretados, alterando a superfície do titânio e possibilitando a aderência de microorganismos (CORREA et al., 2009). Atualmente estuda-se também a viabilidade da utilização do fio dental como coadjuvante na higienização dos abutments.

As irregularidades superficiais facilitam a adesão e colonização bacteriana, impedindo que as forças de remoção advindas do fluxo salivar, mastigação, deglutição e da própria escovação (RIMONDINI et al., 1997; SUBRAMANI et al., 2009). Somado a isso, o biofilme, quando em contato com superfícies mais rugosas, apresenta um maior grau de maturação, dificultando ainda mais sua remoção (QUIRYNEN et al., 1993). A adesão e colonização bacteriana na região abutment-implante é um fator de extrema importância, pois dá o início à patologia peri-implantar (BOLLEN et al., 1996; GRISTINA, 1987; MORGAN et al., 2001; OH et al., 2002; RIMONDINI et al., 1997; SCARANO et al., 2004), cujos tratamentos ainda se apresentam inconclusivos (RENVERT, POLYZOIS, 2015)

Um dos requisitos fundamentais para que um metal seja utilizado no meio bucal é que não venha a desencadear produtos e subprodutos de corrosão que sejam danosos ao corpo humano. Entre os metais que apresentam baixa reatividade ou passividade quando em contato fluídos orgânicos está o titânio e suas ligas, que quando em contato com oxigênio desenvolvem uma fina camada de óxido superficial

estável (TiO₂), com alta integridade, tenacidade e boa aderência (DUARTE et al., 2008).

Buscando reduzir a contaminação bacteriana nos intermediários, a empresa Dabi Atlante idealizou um tratamento de superfície baseado na deposição de nanopartículas de prata (AgNP) coloidal, denominada B-Safe ®. Este tratamento já se encontra presente em grande parte de seus produtos, como sua linha de consultório, peças de mão, profilaxia e mangueiras. Importante salientar que a deposição de AgNP coloidal não altera a aparência, odor e textura macroscópica das estruturas onde são aplicadas. Diante dessa possibilidade foi sugerido que cicatrizadores tivessem essa aplicação de AgNP, permanecendo por pouco tempo na cavidade bucal, determinando uma menor adesão de biofilme.

Tal qual na antiguidade, a prata sempre determinou condições bactericidas. Era usada como matéria prima de talheres e utensílios de cozinha; moedas de prata eram colocadas em tonéis de água, tendo como objetivo reduzir contaminações entre a população. Naquela época, mesmo não se conhecendo o mecanismo de ação da prata sobre as estruturas bacterianas, era possível minimizar uma contaminação cruzada. Atualmente a prata é cotidianamente utilizadas em centros de saúde e em produtos de utilização clínica rotineira em equipamentos médicos e odontológicos (CASEMIRO et al., 2014).

O estudo de nanopartículas bactericidas metálicas se mostra oportuno na atualidade em virtude das bactérias se tornarem cada vez mais resistentes às drogas, sendo consideradas como a nova geração antimicrobiana para aplicações biomédicas com grandes vantagens sobre os antibióticos e antimicrobianos orgânicos não antibióticos, como clorexidina e hipoclorito de sódio, apresentando boa atividade antibacteriana, excelente biocompatibilidade e estabilidade satisfatória (MORONES et al., 2005; HÉRNANDEZ-SIERRA et al., 2008; RAI et al., 2009; MASSA et al., 2014). As nanopartículas de prata apresentam propriedades físicas, químicas e biológicas únicas, que interagem afetando as estruturas e funções celulares dos patógenos (KVITEK et al., 2008; TOLAYMAT et al., 2010).

Objetivando avaliar *in vitro* a efetiva deposição de B-Safe ® sobre os intermediários protéticos, assim como a diferente ação de dentifrícios sobre sua

superfície, corpos de prova de Ti-6Al-4V com e sem aplicação de AgNP (B-Safe ®) foram escovados e imersos sob dois tipos de dentifrícios, um comum (pH 7,8) e outro experimental específico para implantes (pH 7,0), por um período experimental de 10 anos, onde investigou-se a variação da massa e rugosidade superficial e análises comparativas com microscopia eletrônica de varredura e espectrometria de energia dispersiva de raios-X (EDS) antes e após os experimentos. Complementalmente, verificou-se sobre as superfícies com e sem B-Safe ® um protocolo de desinfecção através de Terapia Fotodinâmica (TPD)

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 TITÂNIO E DENTIFRÍCIOS

O meio bucal é um excelente condutor para formação de produtos de corrosão: além de umidade, os alimentos e líquidos, assim como os subprodutos de sua decomposição e ação de bactérias, apresentam um variável pH, na maioria das vezes ácido; oferece condições de temperatura que continuamente sofrem oscilações. O titânio e suas ligas apresentam uma excelente resistência ao processo corrosivo do meio bucal, porém quando expostos à ions flúor ou derivados, bem como clorexidina, são submetidos à corrosão (SIIRILÄ E KÖNÖNEM, 1991; PRÖBSTER et al., 1992; NAKAGAWA et al., 1999; ZAVANELLI et al., 2000).

A utilização de dentifrícios fluoretados foi introduzido nos países industrializados na década de 60, sendo um dos veículos mais comuns para o fornecimento de flúor na cavidade oral. O flúor, predominantemente na forma de fluoreto de sódio ou monofluorofosfato de sódio apresenta-se concentrações que variam entre 500 e 1500 ppm de F⁻. (TWETMAN et al., 2003)

Al-Mayouf et al. (2004) avaliaram as superfícies de Ti cp, liga de Ti-6Al-4V e Ti-Cu-Ag após imersão em saliva artificial (pH 7,2) e saliva artificial com adição de fluoreto de sódio em diferentes concentrações (0,01; 0,05 e 0,5M) e pHs (7,2 e 3,0), analisando a corrosão através de ensaios eletroquímicos (potencial de circuito aberto, polarização anódica e impedância eletroquímica) e MEV. Observou-se que em soluções neutras com alta concentração de fluoretos e em soluções ácidas com baixa concentração de fluoretos, altas taxas de corrosão estavam presentes. Quando a liga apresentava Cu e Ag, os autores observavam que uma menor corrosão era apresentada em meios ácidos, apresentando uma proteção a essa reação. Os resultados demonstraram que os valores de pH e a concentração de fluoretos é fundamental para ocorrência do fenômeno corrosivo.

Fernandes Filho et al. (2006) caracterizaram a topografia superficial de abutments de quatro marcas comercializadas no Brasil (SIN, Neodent, Nobel e 3i), analisando a superfície por interferometria a laser. Os valores médios de rugosidade

(μm) das superfícies planas foram: Sin - 0,196; 3i - 0,289; Nobel - 0,292 e Neodent - 0,318; enquanto que das superfícies inclinadas foram Neodent - 0,492; Sin - 0,733; 3i - 1,117 e Nobel - 1,157. Os autores concluem que os intermediários analisados não demonstram uniformidade na sua topografia superficial.

Hossain et al. (2006) analisaram as interações entre a superfície de titânio e os abrasivos presentes nos dentífricos. Amostras de Ti cp foram submetidas à escovação sob duas pastas não-fluoretadas, uma à base carbonato de cálcio e outra à base de sílica. Após 48h de escovação escovação linear, a topografia de superfície das amostras foi avaliada por meio de mensuração da rugosidade média em microscópio de varredura por sonda. Todas as amostras apresentaram aumento na rugosidade, mais presente quando do uso do carbonato de cálcio. Os autores observaram alterações químicas devido às reações com abrasivos, havendo deposição de cálcio, fósforo e sílica; sugerem ainda que dentífricos com baixo grau de abrasividade sejam recomendados à pacientes portadores de próteses em titânio.

Estes mesmos autores (HOSSAIN et al., 2007) acrescentaram ainda o fator pH na mesma metodologia, adicionaram nos grupos de dentífricos não fluoretados tampões ácidos (pH iguais a 4,8 ou 6,8). As superfícies escovadas com soluções ácidas apresentaram rugosidade intermediária entre as do grupo controle (sem escovação, menor rugosidade) e as do grupo escovado com solução de pH 6,8, que apresentaram maior rugosidade. Pode-se concluir que o uso de dentífrico não fluoretado ácido minimiza a formação de placa, promovendo um polimento químico na superfície do titânio.

Em 2008, Lindholm-Sethson e Ardlin avaliaram o efeito da imersão e escovação de discos polidos de titânio sob diferentes concentrações de fluoretos e pHs. Os discos foram submetidos à solução fisiológica de cloreto de sódio com e sem adição de fluoreto de sódio a concentrações de 0,3; 0,6 ou 1% em peso; com valores de pH iguais a 4,0; 4,5; 5,0 e 7,0. A avaliação dos efeitos químicos da imersão foram determinados através dos testes de potencial de circuito aberto, impedância eletroquímica espectroscópica e curvas de polarização anódica. O teste de escovação foi realizado utilizando escovas elétricas oscilatórias durante 2 minutos, onde as soluções utilizadas foram analisadas em espectrometria de absorbância atômica, mensurando a liberação de íons de titânio. Os resultados foram que não

houve liberação de íons titânio na ausência de fluoretos, independente do pH da solução. Houve liberação quando a solução apresentou 0,6% ou 1,0% de fluoreto de sódio juntamente com soluções com pH inferior a 5,0. Conclui-se que a combinação baixo pH e alta concentração de fluoretos é nociva à superfície do titânio.

Sartori et al (2009) investigaram o efeito na superfície de implantes de soluções fluoretadas com 1500 ppm F⁻ com pHs de 5,3 e 7,4. Os implantes permaneceram submersos nas soluções por 184 horas, simulando 5 anos de exposição aos íons fluoretos, analisando sua superfície com MEV e EDS. Observaram macroscopicamente perda de brilho, mais evidente no pH menor. Não pôde ser observada deposição de íons fluoretos na superfície, assim como não foi possível determinar a existência de corrosão. Os autores concluíram não haver efeito deletério ao titânio quando esses valores de pH são utilizados juntamente com essa concentração de íons F⁻.

Também em 2009, Toniollo et al. avaliaram o efeito de soluções aquosas fluoretadas a 0,05% e 0,2%, de pH neutro (pH = 7,0), sobre a superfície de corpos de prova de titânio cp. Os espécimes polidos foram mantidos em água destilada e foram submetidos à imersão nas soluções por 3 minutos diários ou quinzenais, tendo sua rugosidade média avaliada antes, após 15, 30 e 60 dias depois do teste. Não foi encontrada nenhuma diferença significativa, concluindo que a utilização de enxaguatórios fluoretados neutros não seria danosa à superfície do Ti cp.

Ainda em 2009, Salles et al. avaliaram a resistência ao desgaste de placas de titânio, esmalte bovino e resina acrílica submetidas ao teste de escovação simulada com uma pasta teste e uma pasta convencional por duzentos mil ciclos. Todos os materiais testados apresentaram perda de massa e aumento da rugosidade superficial, sendo que a pasta convencional apresentou maior desgaste.

Em 2010, a International Organization for Standardization (ISO), em sua norma 11609 revisou as normas técnicas internacionais relacionadas às propriedades físicas e químicas dos dentifrícios, propondo diretrizes para o desenvolvimento e análise destes produtos, recomendando que a concentração de fluoretos não exceda os limites de pH entre 4,5 e 10,5. No Brasil e na União

Européia, a concentração máxima adicionada a um dentifrício é de 1500 ppm de flúor (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1989; DAVIES et al., 2003)

A presença de biofilme específico também pode afetar a superfície do titânio. Souza et al. (2010) avaliaram a corrosão do titânio na presença de biofilme composto por *Streptococcus mutans* e *Candida albicans* em um meio de alta concentração de sacarose (TSBMPY20%S). Testes de corrosão e tribocorrosão foram feitos após 48h e 216 h de crescimento. O ensaio de corrosão eletroquímica indicou uma redução na resistência à corrosão do titânio, embora a camada de TiO_2 apresentou-se compacta. Enquanto o potencial de circuito aberto do Ti indicou uma tendência à corrosão na presença do biofilme, o teste de tribocorrosão revelaram uma baixa abrasividade deste biofilme no titânio; entretanto as bactérias tendem a produzir ácidos, o que abaixa o pH do meio, podendo levar à degradação dos sistemas reabilitadores baseados em Ti.

Em 2012, Zhang et al. estudaram o comportamento corrosivo de titânio em um meio rico em nutrientes (TSBMPY20%S) com ausência e presença de *Actinomyces naeslundii* com microscopia eletrônica de varredura (SEM), Espectroscopia de fotoelétrons excitados por raios X (XPS) e Espectroscopia de impedância eletroquímica (EIS). As bactérias foram capazes de colonizar a superfície do titânio, formando um denso biofilme. As microscopias demonstraram presença de micropicos de corrosão após a remoção do biofilme. Os resultados de corrosão eletroquímica da EIS demonstraram uma redução na resistência à corrosão após 3 dias de imersão no meio. A XPS revelou redução nos níveis de titânio e oxigênio, indicando uma redução da camada de TiO_2 dos corpos de prova. Os resultados sugerem que os metabólitos produzidos pela *Actinomyces naeslundii* podem enfraquecer a integridade e estabilidade da camada de óxidos formados na superfície do titânio, resultando no aumento da corrosão do titânio quando em presença destes microorganismos.

Mathew et al. (2012) avaliaram o efeito da corrosão química e desgaste (tribocorrosão) na degradação do Ti cp sob diferentes pHs (3,0; 6,0 e 9,0). Uma esfera cerâmica era deslizada sobre discos de Ti cp após imersão em saliva artificial com os diferentes pHs. Mesmo com o pH quase neutro foi observado a presença de degradação.

Em sua dissertação de mestrado, Pinto (2014) avaliou a corrosão superficial do Ti cp submetido ao teste de escovação. Foram realizadas análises de potencial de circuito aberto, mostrando não haver alteração significativa na superfície do Ti, porém nas imagens obtidas nos testes de interferometria digital 3D e microscopia eletrônica de varredura sugerem a formação de superfícies menos irregulares. O autor conclui que a escovação interfere de maneira positiva na resistência a corrosão do Ti cp.

Salmeron et al. (2013) avaliou o poder da descontaminação do laser de baixa intensidade, da terapia fotodinâmica e do azul de toluidina O sobre corpos de prova de titânio contaminados em tecido subcutâneo de ratos pelo período de 7, 28 e 84 dias. Os autores concluíram que a terapia fotodinâmica antimicrobiana apresentou resultados mais favoráveis por um período experimental de 7 dias, porém nos outros períodos os resultados se apresentaram semelhantes ao grupo controle.

Vohra et al. (2014), em uma revisão sistematica avaliaram na literatura a eficácia dos tratamentos mecânicos aliados à terapia fotodinâmica antimicrobiana para o controle de periimplantite. Os autores utilizaram as bases de dados do PubMed/Medline (National Library of Medicine) e do Google-Scholar de 1994 à abril de 2014, encontrando um total de 12 estudos, sendo 6 clínicos e 6 experimentais. Nos estudos clínicos (ESPOSITO et al., 2013; DÖRTBUDAK et al., 2001; DE ANGELIS et al., 2012; BASSETTI et al., 2014; SCHÄR et al., 2013; DEPPE et al., 2013) foram incluídos pacientes que apresentavam implantes com sangramento à sondagem e perda óssea maior que 0,5mm após 12 meses em função. Nos estudos experimentais, quatro trabalhos utilizaram animais (SALMERON et al., 2013; HAYEK et al., 2005; SHIBLI et al., 2003, 2006) e dois foram apenas laboratoriais (EICK et al., 2013; MAROTTI et al., 2013). Em todos os artigos, os resultados com terapia fotodinâmica foram superiores ou estatisticamente iguais aos demais tratamentos.

2.2 NANOPARTÍCULAS DE PRATA (AGNPS)

O conceito de nanopartículas ainda permanece sem consenso. A definição que é atualmente mais aceita é a de Kreuter (2007), onde aborda sistemas desenvolvidos para serem utilizados como ferramentas de diagnóstico e terapêutica em escala nanométrica (10-100 nm) (FRANCO, 2013).

Lingzhou et al. (2009) publicaram uma revisão onde analisam na literatura os revestimentos antibacterianos aplicados sobre implantes de titânio. Eles discorrem sobre a evolução e tipos utilizados, em especial os agentes inorgânicos antimicrobianos, englobando a prata. Dentre as diversas qualidades deste tipo de revestimento, os autores citam como principais seu amplo espectro antibacteriano mesmo em baixas concentrações por longa duração, sua ação em biomateriais, sua baixa propensão à desenvolvimento de resistência, uma favorável biocompatibilidade sem genotoxicidade ou citotoxicidade, a ausência de efeitos colaterais locais e sistêmicos, sua versatilidade para aplicações de diversas formas sobre diferentes materiais e superfícies, concluindo que os resultados dos estudos *in vitro* e *in vivo* são promissores.

Lara et al. (2010) avaliaram a sobrevivência de microrganismos resistentes à drogas quando em contato com AgNPs. Utilizaram para os testes cepas de *Pseudomonas aeruginosa*, resistente à multidrogas; *Escherichia coli* O157:H7, resistente à ampicilina e *Streptococcus pyogenes*, resistente à eritromicina. Os autores concluem que as AgNPs inativam as bactérias, apresentam um ótimo mecanismo bactericida e inibem o crescimento bacteriano desde o primeiro contato com as bactérias, o que dificulta o desenvolvimento de resistência por parte das bactérias. Os autores também desenvolveram cepas resistentes às AgNPs com o objetivo de investigar o modo de ação bactericida deste metal, cujo mecanismo é baseado na inibição da síntese da parede celular, da síntese de proteínas e de ácido nucleico. Conclui-se que as AgNPs são biocidas de amplo espectro contra várias bactérias resistentes à droga, as tornando um potencial candidato à uso farmacêutico e médico, auxiliando na prevenção de contaminações de patógenos resistentes em diferentes situações clínicas.

Nos implantes, Juan et al. (2010) relataram que revestindo a superfície do titânio com um silano modificado em suspensão aquosa com AgNP a 4,26% houve morte de noventa e quatro por cento de *Staphylococcus aureus* e *Escherichia coli* em suspensões bacterianas. Embora a inibição bacteriana não tenha sido quantificada, observou-se uma importante redução na adesão bacteriana na superfície tratada. Apesar da promissora atividade antibacteriana, este método mostrou uma fraca aderência da AgNP ao titânio.

Wang et al (2011) acrescentaram partículas de prata em um revestimento à base de zeolita buscando reduzir a contaminação bacteriana em ligas de titânio. A atividade antibacteriana da prata foi testada contra *Staphylococcus aureus* resistentes à penicilina, demonstrando sua eficiência. Os testes de citotoxicidade e biocompatibilidade apresentaram-se promissores, tendo esse material potencial aplicabilidade em implantes.

Cao et al. (2011) avaliaram a incorporação de AgNPs incorporados no titânio utilizando um método de imersão iônica, testando esse material quanto à inibição de crescimento em amostras de *S. aureus* e *E. coli* enquanto aumentavam a proliferação de osteoblastos. Polarização eletroquímica e medições de potencial zeta demonstraram uma superfície atóxica e de baixa citotoxicidade relacionadas à corrente microgalvânica gerada entre a prata e o titânio.

Zhao et al. (2011) incorporaram AgNPs em nanotubos de titânio (TiO₂-NTs) e avaliaram sua capacidade bactericida em bactérias planctônicas por trinta dias. Os autores afirmaram que a prata foi fortemente incorporada aos nanotubos, prevenindo eficientemente a colonização bacteriana nos espécimes, podendo este método auxiliar na prevenção de infecções pós-operatórias imediatas e talvez tardias.

Casemiro et al. (2014) avaliaram a adesão de microorganismos em mangueiras com deposição de AgNPs (B-Safe®) em 24 meses de uso clínico. Vinte segmentos de mangueiras foram divididos em dois grupos (com e sem deposição de nanopartículas), imersos em caldo de BHI e diluídos em ágar-sangue e ágar-sabourad dextrose. Observou-se turvação em todos os espécimes do grupo sem a deposição, enquanto o grupo com B-Safe não apresentou turvação ou unidades formadoras de colônias.

Massa et al (2014) apresentaram a síntese de um gel à base de sílica e AgNP para ser utilizados em implantes, avaliando sua atividade microbacteriana por 7 dias. Este gel foi aplicado sobre o titânio formando uma superfície organizada. O efeito antimicrobiano foi avaliado positivamente, além de inibir a formação de biofilme, reduzindo-o setenta por cento. Os autores sugerem que a modificação de partículas em escala manométrica é uma estratégia promissora para o controle de infecções associadas à reabilitação com implantes.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Baseado na necessidade de manter as próteses higienizadas por escovação mecânica aliada à utilização de dentifrícios, optou-se por estudar *in vitro* a possível alteração das características estruturais dos espécimes de Ti-6Al-4V com e sem aplicação de AgNPs:

- O comportamento após 200 mil ciclos de escovação utilizando-se dois dentifrícios, um comum e outro desenvolvido especificamente para implantes;
 - O comportamento após 244 horas de imersão nestes dentifrícios;
 - O comportamento estrutural da superfície das pastilhas antes e após teste de escovação sob efeito de protocolo de desinfecção com terapia fotodinâmica
 - A caracterização dos componentes químicos dos corpos de prova após os referidos testes sob análise de espectrometria de energia dispersiva de raios-X (EDS)
-
-

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

As imagens referentes à este capítulo estão dispostas ao seu final.

4.1.1 CORPOS DE PROVA

Os espécimes selecionados para este trabalho são compostos de liga de titânio (Ti-6Al-4V), usinados e polidos, porém sem tratamento superficial, e Ti-6Al-4V com deposição superficial de nanopartículas de prata (B-Safe ®) (anexo 1), cedidos pela empresa Pross Implantes (Dabi Atlante, Ribeirão Preto – SP) com as dimensões de 1,5 cm de comprimento, 0,5 cm de largura e 0,2 cm de altura. Como padrão de referência foi confeccionado corpos de prova de PMMA (Sheet Cril, Arealva – SP), exigência da Especificação Técnica da ISO (2007), com as mesmas dimensões dos espécimes.

Os valores de massa e rugosidade entre os grupos apresentam-se variáveis quando comparados o material em que eram confeccionados. Durante o processo de fabricação dos corpos de prova de titânio que sofrerão tratamento superficial com B-Safe ®, foi confeccionado um orifício em uma das extremidades justamente para que durante os procedimentos de deposição da prata, a superfície do espécime seja contemplada homogeneamente. Por se tratar de um tratamento superficial, foi julgado imprudente o polimento da superfície estudada, mantendo desta forma as superfícies dos corpos de prova conforme vieram da fábrica (figura 1).

O polimetilmetacrilato (PMMA) é um material menos denso que o titânio, tendo seus valores de massa inferiores.

4.1.2 DENTIFRÍCIOS

Os dentifrícios (figura 2A e 2B) utilizados no presente ensaio tinham como composição:

- **Dentifrício Comum (DC): Colgate TOTAL 12 GEL WHITENING** (Colgate Palmolive Industrial Ltda., São Bernardo do Campos, SP): fluoreto de sódio (1450 PPM de flúor), Triclosan 0,3%, água, sorbitol, sílica hidratada, copolímero PVM/MA, lauril sulfato de sódio, aroma, carragenina, hidróxido de sódio, sacarina sódica, dióxido de titânio, mica, FD&C azul nº1, dipenteno, cinamaldeído e eugenol; pH= 7,8
- **Dentifrício experimental (DE)** desenvolvido pela Dentalprev Ind. e Com Ltda., Lorena, SP (sob autorização e supervisão da Dent Swiss - Suíça): goma de celulose, glicerina, fosfato dissódico, dióxido de titânio, sílica, sacarina sódica, triclosano, sorbitol, aroma, timol e água; pH= 7,0

4.1.3 ESCOVAS

As escovas utilizadas eram Curaprox modelo CS 5460 (Curaden Swiss do Brasil Imp. Exp. LTDA, São Caetano do Sul –SP), de cerdas extra macias (figura 3).

4.1.4 RUGOSÍMETRO

O rugosímetro utilizado nos testes era o modelo Hommel Tester T 1000 basic (Hommelwerke GmbH – Schwenningem - Alemanha), aparelho de alta sensibilidade com ponta de diamante que avalia a rugosidade superficial quantitativamente (figura 4).

O parâmetro utilizado para obtenção da rugosidade superficial foi a rugosidade aritmética (Ra), que traduz o valor da média aritmética do perfil de rugosidade de todo o trajeto percorrido pela ponta do instrumento (1,5 mm).

Foram realizadas três medidas aleatórias na superfície dos espécimes que seriam submetidos aos testes, sendo sua média aritmética o valor utilizado para as análises estatísticas. Regiões onde eram nítidas alguma irregularidade foram desconsideradas, procurando áreas macroscopicamente regulares.

4.1.5 ANÁLISES MICROSCÓPICAS

As análises microscópicas tradicionais foram realizadas com um microscópio eletrônico de varredura (modelo JSM-T220A - Jeol – Tóquio, Japão).

A espectrometria de energia dispersiva de raios-X (EDS), que caracteriza os componentes químicos das amostras, foi realizada com o microscópio Aspex Express (Fei Europe, Eindhoven, Netherlands), tendo como objetivo identificar a presença de íons F- após os testes de escovação e imersão.

4.2 MÉTODOS

Os ensaios de escovação e imersão foram conduzidos no laboratório da Disciplina de Materiais Odontológicos e no Centro Integrado de Pesquisas da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo (FOB/USP)

4.2.1 ESCOVAÇÃO

Foram utilizados quinze espécimes de Ti-6Al-4V (**TE**), quinze de Ti-6Al-4V com aplicação superficial de nanopartículas de prata (B-Safe ®) (**BE**) e quinze de polimetilmetacrilato (PMMA) (**PE**).

Cada grupo foi subdividido em mais três, variando a **condição de escovação**: dentifrício comum (**DC**), dentifrício experimental (**DE**) e água destilada (**H₂O**), expostos na tabela:

Tabela 1 – Distribuição dos corpos de prova (materiais por condição de escovação)

	Ti-6Al-4V (TE)	Ti-6Al-4V B-Safe ® (BE)	PMMA (PE)
ÁGUA DESTILADA (H ₂ O)	5 espécimes	5 espécimes	5 espécimes
DENTIFRÍCIO COMUM (DC)	5 espécimes	5 espécimes	5 espécimes
DENTIFRÍCIO EXPERIMENTAL (DE)	5 espécimes	5 espécimes	5 espécimes
Total	15 espécimes	15 espécimes	15 espécimes

Os espécimes passaram por limpeza manual com álcool isopropílico e pela máquina de ultrassom (Unique, modelo USC 1800A, Indaiatuba – SP) por 20 minutos, secos em seguida com jatos de ar e papel absorvente por 2 minutos.

Antes da fixação, cada espécime foi pesado a fim de verificar sua massa inicial, expressa em miligramas, através de balança analítica U Mark 210 A (ONDA Científica Ltda., Campinas - SP), com acuidade de 0,0001 g e capacidade máxima de 210 g. Foram feitas 3 pesagens e o valor final considerado foi a média aritmética. Após as aferições, os espécimes foram submetidos à avaliação de rugosidade superficial com o já referido rugosímetro.

Cada espécime foi fixado a uma placa de aço inoxidável por meio de um sistema de parafusos e porcas laterais, onde a superfície do espécime ficava livre para receber o atrito das cerdas da escova. A máquina de escovação comportava 10 espécimes por vez.

Após ter seu cabo eliminado, cada uma das escovas incidia sobre um espécime. Assim, no interior da máquina de escovação, eram fixados 10 espécimes do grupo a ser escovado em uma barra metálica denominada barra-suporte. Cada escova era fixada no mordente metálico existente na extremidade livre de cada um dos 10 braços da máquina, o qual efetuava movimentos no sentido ântero-posterior da máquina, fazendo com que a escova a ele fixada (com seu longo eixo alinhado paralelamente às faces laterais da máquina) executasse movimentos (ciclos) de ida-e-volta (figura 5).

Os dentifrícios eram misturados com água destilada na proporção de 1:2 em peso, conforme norma ISO (2007); a pesagem de ambos era realizada através da balança analítica já referida, compondo-se assim uma suspensão que era colocada no interior das dez seringas plásticas acopladas à máquina.

Os locais dos espécimes na barra-suporte eram ordenadamente identificados com os números de 1 a 10, a partir do lado esquerdo do observador. A máquina era regulada de modo que, a cada 2 minutos, uma quantia de 0,4 ml da suspensão era despejada sobre o espécime, vindo desde uma seringa, através de uma cânula de borracha, até a respectiva agulha.

A amplitude do curso da escova sobre o espécime era ajustada para 20 mm; a carga aplicada sobre esse era de 300 gramas-força (aproximadamente 3 N) e a temperatura na câmara da máquina era de 37° C.

Para cada grupo, a escovação foi efetuada na velocidade de 4,5 ciclos por segundo. A cada 50000 ciclos, os corpos de prova eram removidos da barra e novamente limpos com álcool isopropílico e máquina de ultrassom por mais 20 minutos, sendo pesados por 3 vezes, obtendo-se assim as massas parciais e avaliada suas rugosidades superficiais. Este procedimento foi repetido até alcançado 200.000 ciclos, equivalentes a 10 anos de escovação (MONDELLI et al., 2005).

As escovas eram trocadas ao final de cada 25 mil ciclos de escovação, onde já se encontravam danificadas pelo atrito.

Os valores detectados da perda de massa e rugosidade superficial de todos os espécimes foram posteriormente tratados estatisticamente.

Após a finalização das aferições, as superfícies testadas foram analisadas através de microscopia eletrônica de varredura e EDS. Essas análises foram comparadas com espécimes que não foram submetidos ao teste de escovação.

4.2.2 TESTE DE IMERSÃO

Para o teste de imersão foram utilizados 6 espécimes de liga de titânio sem tratamento superficial (TI) e 6 espécimes com aplicação de B-Safe ® (BI). Estes foram divididos em 3 grupos por **condição de imersão**, sendo água destilada (H₂O), dentífrico experimental (DE) e comum (DC), cada um com dois espécimes. Os dentífricos foram diluídos conforme norma ISO (2007). Foram realizadas medições de massa (3 medidas) e rugosidade (3 locais aleatórios na parte plana do espécime) de todos os corpos de prova antes do início do teste.

Tabela 2 - Distribuição dos corpos de prova (materiais por condição de imersão)

	Ti-6Al-4V (TI)	Ti-6Al-4V B-Safe ® (BI)
ÁGUA DESTILADA (H ₂ O)	2 espécimes	2 espécimes
DENTIFRÍCIO COMUM (DC)	2 espécimes	2 espécimes
DENTIFRÍCIO EXPERIMENTAL (DE)	2 espécimes	2 espécimes

Os espécimes foram dispostos individualmente em microtubos tipo eppendorfs, permanecendo estaticamente submersos em suas soluções por 244h, período equivalente a 10 anos do uso de dentífrico (TEUGHELS et al., 2006; HOSSAIN et al., 2006), mantidos em estufa a 37° C (figura 6).

As soluções eram trocadas diariamente a cada 6 horas. No final do período de imersão (244h), novamente foi mensurada a massa e rugosidades de cada espécime e os valores das médias foram posteriormente tratados estatisticamente.

Após o teste, os espécimes foram submetidos à avaliação dos seus componentes químicos através de EDS, no já referido microscópio.

4.2.3 TERAPIA FOTODINÂMICA

Para o teste de desinfecção, optou-se pela terapia fotodinâmica, pois trata-se de uma metodologia já consagrada na literatura para redução e controle de doenças periimplantares (VOHRA et al.,2014).

O laser utilizado foi o modelo LASER DUO (M M Optics Ltda. São Carlos, SP), composto por dois lasers de diodo: infravermelho (785nm ou 808nm) e visível vermelho (660nm), sendo este último o utilizado nesse experimento. Sua potência era de 100mW, densidade de energia (fluência) 300J/cm², emissão contínua e área de ação da ponteira do laser era de 3mm².

Como controle, foram utilizados quatro espécimes de liga de titânio que não passaram pelo teste de escovação (2 com e 2 sem aplicação de B-Safe ®); e 6 espécimes de cada material, 2 de cada condição de escovação (DC, DE e H2O), sendo separados conforme a tabela:

Tabela 3 - Distribuição dos corpos de prova para aplicação de TPD, espécimes não escovados e após 200 mil ciclos de escovação com as diferentes condições

	NÃO ESCOVADO	DENTIFRÍCIO COMUM (DC)	DENTIFRÍCIO EXPERIMENTAL (DE)	ÁGUA DESTILADA (H2O)
Ti-6Al-4V	2 espécimes	2 espécimes	2 espécimes	2 espécimes
Ti-6Al-4V B-Safe®	2 espécimes	2 espécimes	2 espécimes	2 espécimes

Cada espécime foi dividido em duas partes, sendo que uma metade era isolada da luz com fita isolante preta, onde a metade sem a fita foi imersa em azul de metileno (Sigma-Aldrich - Sigma-Aldrich Brasil, São Paulo, Brasil), na concentração 100 µm/ml, pelo tempo de 5 minutos. Após esse período foi realizada a aplicação do laser por 90 segundos, trinta no sentido vertical, trinta no horizontal e trinta no oblíquo. Após a aplicação os corpos de prova foram imersos em água destilada e estocados em estufa à 37°C até o próximo teste (figura 7).

Este procedimento foi repetido 3 vezes por semana, por 4 semanas, sendo ao final do período realizado o teste EDS objetivando avaliar as possíveis mudanças estruturais nos espécimes.

Figura 1: espécimes de Ti-6Al-4V conforme entregues pela fábrica.

Figura 2: A- Dentifrício comum (DC) Colgate Total 12 Gel Whitening; B- dentifrício experimental (DE).

Figura 3: Escova curaprox 5460, cerdas extra macias.

Figura 4 : A- rugosímetro Hommel Tester T 1000 basic ; B- detalhe da ponta que realizava a leitura.

Figura 5. A- cabeça das escovas cortadas utilizadas no teste; B- Máquina de escovação; C- detalhe das cabeças de escovas preparadas para iniciar o teste; C- detalhe da escova incidindo sobre corpo de prova; D- composição da máquina com as seringas anexas, grupo H2O.

Figura 6. Teste de imersão. A- TE condição H₂O; B- TE condição DC; C- TE condição DE.

Figura 7. Terapia fotodinâmica com azul de metileno. A- Laser modelo LASER DUO; B- corpo de prova isolado; C- corpo de prova imerso; D- corpo de prova pronto para incidência do laser; E- laser sendo aplicado.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 ESCOVAÇÃO

5.1.1 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As médias e os desvios-padrão foram obtidos para cada material (TE, BE e PE) em cada condição de escovação (H2O, DC e DE) e ciclos de escovação (inicial até 200 mil) divididos a cada 50 mil ciclos.

Em função dos corpos de prova (TE, BE e PE) possuírem densidades e massas diferentes, as comparações foram realizadas dentro de cada grupo de material.

Em virtude de os dados serem paramétricos, foi utilizado para verificar a variação nos valores de massa e rugosidade dos espécimes o teste ANOVA a 2 critérios (condição de escovação e ciclos de escovação). Nos casos em que houve diferença estatisticamente significativa, foi realizado o teste de Tukey para comparações múltiplas. A análise estatística foi realizada com auxílio do programa STATISTICA 5.0 em nível de significância 95% ($p < 0,05$).

5.1.2 RESULTADOS

Os valores de massa e rugosidade superficial de cada espécime dos grupos testados encontram-se no apêndice 1. As médias da massa e rugosidade são apresentadas na tabela 4 e 7, seguidas dos seus respectivos gráficos e análise estatística.

5.1.2.1 MASSA

A tabela abaixo mostra a variação da média das massas em gramas (g) dos materiais testados em função da condição de escovação e do número de ciclos.

50 Resultados

Tabela 4 - Médias e desvios-padrão (dp) da variação das massas (g) em função dos ciclos e condições de escovação

Ciclos (10 ³)	TE					
	H2O	dp	DC	dp	DE	dp
0	0,6384	0,0082	0,6384	0,0081	0,6317	0,0263
50	0,6384	0,0081	0,6383	0,0081	0,6316	0,0265
100	0,6383	0,0081	0,6382	0,0081	0,6316	0,0265
150	0,6383	0,0081	0,6380	0,0081	0,6315	0,0264
200	0,6384	0,0081	0,6380	0,0081	0,6315	0,0264

	BE					
	H2O	dp	DC	dp	DE	dp
0	0,6034	0,0073	0,6074	0,0143	0,6037	0,0163
50	0,6034	0,0074	0,6072	0,0141	0,6038	0,0162
100	0,6027	0,0087	0,6072	0,0142	0,6037	0,0162
150	0,6035	0,0072	0,6071	0,0143	0,6037	0,0162
200	0,6035	0,0073	0,6070	0,0142	0,6037	0,0161

	PE					
	H2O	dp	DC	dp	DE	dp
0	0,1703	0,0071	0,1722	0,0033	0,1687	0,0059
50	0,1704	0,0071	0,1701	0,0035	0,1686	0,0059
100	0,1704	0,0070	0,1674	0,0035	0,1686	0,0061
150	0,1705	0,0071	0,1655	0,0036	0,1683	0,0058
200	0,1700	0,0070	0,1630	0,0039	0,1677	0,0061

Os gráficos 1, 2 e 3 mostram as variações das médias da massa dos materiais ao longo dos ciclos de escovação.

Gráfico 1 - Médias e desvios-padrão da variação da massa. Grupo TE.

No grupo TE, não se observou diferença estatisticamente significativa entre as condições de escovação ($p=0,768$), houve diferença entre a quantidade de ciclos ($p<0,001$) e a interação entre eles ($p<0,001$).

Tabela 5 - Teste de Tukey (variação da massa). Grupo TE

Ciclos (10 ³)	TE		
	H2O	DC	DE
0	0,6384 Aa	0,6384 Aa	0,6317 Aa
50	0,6384 Aa	0,6383 ABa	0,6316 Aa
100	0,6383 Aa	0,6382 BCa	0,6316 Aa
150	0,6383 Aa	0,6380 Ca	0,6315 Aa
200	0,6384 Aa	0,6380 Ca	0,6315 Aa

Letras maiúsculas representam diferenças estatisticamente significativa no sentido vertical (intra-grupos). Letras minúsculas representam diferenças estatisticamente significativas no sentido horizontal (entre grupos).

Gráfico 2 - Médias e desvios-padrão da variação da massa. Grupo BE.

No BE não se observou diferença estatisticamente significativa entre as condições de escovação ($p=0,874$), a quantidade de ciclos ($p= 0,999$) e a interação entre eles ($p= 0,999$).

Gráfico 3 - Médias e desvios-padrão da variação da massa. Grupo PE.

No grupo PE, não houve diferença estatisticamente significativa entre as condições de escovação ($p=0,752$), porém houve na quantidade de ciclos ($p<0,001$) e na interação entre eles ($p<0,001$).

Tabela 6 - Teste de Tukey (variação da massa). Grupo PE

Ciclos (10 ³)	PMMA		
	H2O	DC	DE
0	0,1703 Aa	0,1722 Aa	0,1687 Aa
50	0,1704 Aa	0,1701 Ba	0,1686 Aa
100	0,1704 Aa	0,1674 Ca	0,1686 Aa
150	0,1705 Aa	0,1655 Da	0,1683 Aa
200	0,1700 Aa	0,1630 Ea	0,1677 Aa

Letras maiúsculas representam diferenças estatisticamente significativa no sentido vertical (intra-grupos). Letras minúsculas representam diferenças estatisticamente significativas no sentido horizontal (entre grupos).

5.1.2.2 RUGOSIDADE

A tabela abaixo mostra a média da variação da rugosidade em micrometros (μm) nos grupos testados em função da condição de escovação e do número de ciclos.

Tabela 7 - Médias e desvios-padrão (dp) da variação da rugosidade (μm) em função dos ciclos e condições de escovação

Ciclos (10^3)	TE					
	H2O	dp	DC	dp	DE	dp
0	0,4640	0,1521	0,4440	0,0573	0,4313	0,0679
50	0,6167	0,2427	0,7633	0,0828	0,4260	0,0480
100	0,6213	0,1194	0,5960	0,0738	0,5073	0,0839
150	0,6667	0,0873	0,6707	0,0852	0,3860	0,0599
200	0,5027	0,0867	0,8133	0,1593	0,3693	0,0305

	BE					
	H2O	dp	DC	dp	DE	dp
0	0,7473	0,1057	0,6753	0,0809	0,7387	0,0876
50	0,6267	0,1623	0,8927	0,2197	0,6913	0,0641
100	0,6613	0,0524	0,7093	0,0814	0,6393	0,0463
150	0,6293	0,0841	0,7567	0,0625	0,4493	0,0637
200	0,7027	0,1127	0,9167	0,1059	0,4653	0,1153

	PE					
	H2O	dp	DC	dp	DE	dp
0	0,1447	0,0069	0,2007	0,0494	0,1947	0,0319
50	0,2020	0,0344	0,3380	0,0492	0,2187	0,0399
100	0,2280	0,0326	0,4640	0,0880	0,1840	0,0522
150	0,1973	0,0362	0,5413	0,1176	0,2233	0,0831
200	0,2347	0,0636	0,5107	0,0555	0,2100	0,0392

Os gráficos 4, 5 e 6 mostram as variações das médias da rugosidade ao longo dos ciclos de escovação dos diferentes grupos testados.

Gráfico 4 - Médias e desvios-padrão da variação da rugosidade. Grupo TE.

54 Resultados

No grupo TE houve diferença estatisticamente significativa entre as condições de escovação ($p<0,001$), entre os ciclos ($p=0,001$) e entre os dois ($p<0,001$).

Tabela 8 - Teste de Tukey (variação da rugosidade). Grupo TE

Ciclos (10 ³)	TE		
	H2O	DC	DE
0	0,4640 Aa	0,4440 ABa	0,4313 Aa
50	0,6167 Aa	0,7633 Ca	0,4260 Aa
100	0,6213 Aa	0,5960 ABCa	0,5073 Aa
150	0,6667 Aa	0,6707 BCa	0,3860 Ab
200	0,5027 Aa	0,8133 Cb	0,3693 Aa

Letras maiúsculas representam diferenças estatisticamente significativa no sentido vertical (intra-grupos). Letras minúsculas representam diferenças estatisticamente significativas no sentido horizontal (entre grupos).

Gráfico 5 - Médias e desvios-padrão da variação da rugosidade. Grupo BE.

No grupo BSAFE, houve diferença estatisticamente significativa entre as condições de escovação ($p=0,001$), entre os ciclos ($p=0,007$) e entre a interação dos dois ($p<0,001$).

Tabela 9 - Teste de Tukey (variação da rugosidade). Grupo BE

Ciclos (10 ³)	BE		
	H2O	DC	DE
0	0,7473 Aa	0,6753 ACa	0,7387ABa
50	0,6267 Aa	0,8927 BCb	0,6913 ABab
100	0,6613 Aa	0,7093 ABCa	0,6393 ABCa
150	0,6293 Aab	0,7567 ABCa	0,4493 BCb
200	0,7027 Aab	0,9167 BCb	0,4653 BCa

Letras maiúsculas representam diferenças estatisticamente significativa no sentido vertical (intra-grupos). Letras minúsculas representam diferenças estatisticamente significativas no sentido horizontal (entre grupos).

Gráfico 6 - Médias e desvios-padrão da variação da rugosidade. Grupo PE.

No grupo PE, houve diferença estatisticamente significativa entre as condições de escovação ($p < 0,001$), entre os ciclos ($p < 0,001$) e entre a interação dos dois ($p < 0,001$).

Tabela 10 - Teste de Tukey (variação da rugosidade). Grupo PE

Ciclos (10 ³)	PE		
	H2O	DC	DE
0	0,1447 Aa	0,2007 Aa	0,1947 Aa
50	0,2020 Aa	0,3380 Bb	0,2187 Aab
100	0,2280 Aa	0,4640 BCb	0,1840 Aa
150	0,1973 Aa	0,5413 Cb	0,2233 Aa
200	0,2347 Aa	0,5107 Cb	0,2100 Aa

Letras maiúsculas representam diferenças estatisticamente significativa no sentido vertical (intra-grupos). Letras minúsculas representam diferenças estatisticamente significativas no sentido horizontal (entre grupos).

5.2 IMERSÃO

5.2.1 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As médias e os desvios-padrão foram obtidos para cada grupo (TI e BI) em três meios de imersão, já citados dentifrício comum (DC), dentifrício experimental (DE) e água destilada (H2O), sendo divididos em antes e após o teste de imersão.

Em função dos corpos de prova possuírem densidades e massas diferentes, as comparações foram realizadas dentro de cada grupo. Em função dos dados serem paramétricos, foi utilizado para verificar a variação nos valores de massa e rugosidade dos testes dos titânios o teste t de student pareado.

A análise estatística foi realizada com auxílio do programa STATISTICA 5.0 em nível de significância 95% ($p < 0,05$).

5.2.2 RESULTADOS

Os valores de massa e rugosidade superficial de cada espécime dos grupos testados encontram-se no apêndice 2.

Tabela 11 – Médias e desvios padrão (dp) da variação da massa (g) em função do meio de imersão e antes e após o ensaio (244h)

Ti-6Al-4V (TI)					
Meio de Imersão	ANTES		DEPOIS		
	MÉDIA	dp	MÉDIA	dp	p
H2O	0,6475	0,0047	0,6476	0,0047	0,09
DE	0,6383	0,0191	0,6382	0,0192	0,50
DC	0,6140	0,0229	0,6141	0,0230	0,50
Ti-6Al-4V B-Safe ® (BI)					
Meio Imersão	ANTES		DEPOIS		
	MÉDIA	dp	MÉDIA	dp	p
H2O	0,6084	0,0066	0,6084	0,0066	1,00
DE	0,5994	0,0084	0,5995	0,0085	0,50
DC	0,6014	0,0001	0,6017	0,0001	0,37

Não houve diferença estaticamente significantes nos grupos testados ($p < 0,05$).

Tabela 12 – Média e desvios-padrão (dp) da variação da rugosidade (μm) em função do meio de imersão e antes e após o ensaio (244h)

Ti-6Al-4V (TI)					
Meio de Imersão	ANTES		DEPOIS		
	MÉDIA	dp	MÉDIA	dp	p
H2O	0,6267	0,0667	0,5333	0,1933	0,5957
DE	0,4000	0,0533	0,5550	0,0317	0,0884
DC	0,5700	0,0067	0,5383	0,0750	0,7237
Ti-6Al-4V B-Safe ® (BI)					
Meio de Imersão	ANTES		DEPOIS		
	MÉDIA	dp	MÉDIA	dp	p
H2O	0,5683	0,0283	0,6950	0,0383	0,3084
DE	0,7050	0,0317	0,7183	0,0150	0,5704
DC	0,6717	0,0117	0,0150	0,0767	0,1197

Não houve diferença estaticamente significantes nos grupos testados ($p < 0,05$).

A presença de AgNp não influenciou na média de variação da massa e rugosidade dos espécimes testados após 244h de imersão nos diferentes meios.

5.3 ANÁLISES MICROSCÓPICAS (MEV E EDS)

5.3.1 MICROSCÓPIO ELETRÔNICO DE VARREDURA (MEV)

As análises microscópicas dispostas nas figuras a seguir correspondem aos espécimes dos diferentes grupos antes e após o teste de escovação.

Grupo TE:

Figura 8: TE sem escovação. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.

Firura 9: TE após 200 mil ciclos H2O. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.

Firura 10: TE após 200 mil ciclos DC. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.

Firura 11: TE após 200 mil ciclos DE. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.

Grupo BE:

Figura 12: BE sem escovação. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.

Figura 13: BE após 200 mil ciclos H₂O. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.

Figura 14: BE após 200 mil ciclos DC. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.

Figura 15: BE após 200 mil ciclos DE. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.

Grupo PE:

Figura 16: PE sem escovação. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.

Firura 17: PE após 200 mil ciclos H₂O. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.

Figura 18: PE após 200 mil ciclos DC. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.

Figura 19: PE após 200 mil ciclos DE. A- aumento de 100X; B- aumento de 500X.

5.3.2 ESPECTOMETRIA DE ENERGIA DISPERSIVA (EDS)

Para comparação com os corpos de prova, foi realizada a leitura dos componentes de intermediários da empresa Pross (Dabi-atlante) com e sem a aplicação de B-Safe ®.

Gráfico 7 – Análise EDS Cicatrizador sem aplicação de B-Safe ®

Gráfico 8 – Análise EDS Cicatrizador com B-Safe ®

Os gráficos a seguir representam a caracterização dos elementos químicos presentes nas amostras antes e após os teste de escovação, imersão e após a realização da terapia fotodinamica (TPD) nos espécimes.

Gráfico 9 – Análise EDS Ti-6Al-4V antes dos testes

Gráfico 10 – Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de escovação H₂O

Gráfico 11 – Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de escovação DC

Gráfico 12 – Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de escovação DE

Gráfico 13 – Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de imersão

Gráfico 14 – Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de escovação H₂O e TPD

Gráfico 15 – Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de escovação DC e TPD

Gráfico 16 – Análise EDS Ti-6Al-4V após teste de escovação DE e TPD

Gráfico 17 – Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® antes dos teste

Gráfico 18 – Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de escovação H₂O

Gráfico 19 – Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de escovação DC

Gráfico 20 – Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de escovação DE

Gráfico 21 – Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de imersão

Gráfico 22 – Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de escovação H₂O e TPD

Gráfico 23 – Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de escovação DC e TPD

Gráfico 24 – Análise EDS Ti-6Al-4V com B-Safe ® após teste de escovação DE e TPD

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A literatura propõe limiares de valores de rugosidade superficial tidas como adequadas para a instalação de componentes protéticos na cavidade oral. Trabalhos clássicos de Quirynen e Listgarten (1990) e Quirynen et al. (1993, 1995, 1996). expõe como limiar o valor de até 0,2 μm . Valores superiores podem favorecer o acúmulo de placa bacteriana e com ela a possibilidade de desenvolvimento de mucosite e periimplantite. Porém sabe-se, conforme o trabalho de Fernandes Filho et al. (2006), os componentes protéticos comercializados apresentam valores de rugosidade média acima do ideal.

No grupo BE, assim como amostras do grupo PE e TE nas condições de escovação DE e H₂O, não houve diferença estatisticamente significativa quanto à perda de massa, enquanto os espécimes do grupo PE e TE na condição DC sofreram uma perda de massa progressiva. No grupo BE houve redução na média de apenas 0,0004 g da aferição inicial para a última, a variação de média no mesmo intervalo do grupo PE foi de 0,0092 g. Um dos fatores que determinam maior perda de massa no grupo PE que nos outros grupos é o fato da densidade do PMMA (1,19 g/cm³) ser menor que a da liga de titânio (4,42 g/cm³), unido ao fato da maior presença de abrasivos presentes no dentífrico comercial utilizado.

A ação mecânica dos abrasivos dos dentífricos juntamente com a ação das cerdas das escovas foi responsável pela variação da rugosidade dos espécimes, também observada por outros autores (HOSSAIN et al., 2006,2007; FAIS et al.,2012; SIIRILÄ E KÖNÖNEM, 1991; SALLES et al., 2009). Ambos os dentífricos utilizados apresentam sílica e dióxido de titânio como seus principais abrasivos, comumente inseridos em pastas comerciais, objetivando auxiliar na remoção do biofilme e da película adquirida, porém o dentífrico experimental específico para implantes (DE) apresenta uma formulação com menor quantidade destes abrasivos. Este fator é determinante para que todos os grupos escovados, independentemente do tipo de material, quando submetidos à condição de escovação DC, apresentem variação da rugosidade média estatisticamente significativa.

Já a presença ou não do flúor está relacionada com a recuperação da camada de óxidos que foi removida durante a ação abrasiva das cerdas com o dentífrico. Em um ambiente livre de fluoretos, como o meio escovado com o dentífrico DE, esta recuperação ocorre espontaneamente, enquanto num ambiente fluoretado (DC) a reorganização e estabilização da camada não. Os íons F- influenciam nas propriedades do óxido neo-formado, gerando uma camada externa porosa e interna mais densa, favorecendo a corrosão do titânio (HANAWA et al., 1998; AL-MAYOUF et al., 2004; HOSSAIN et al., 2007; LINDHOLM-SETHSON, ARDLIN, 2008; MOLINA et al., 2008;)

O processo de fixação da AgNP coloidal (B-Safe ®) nos diversos materiais consiste na imersão destes por um determinado tempo em três diferentes qualidades de líquidos resinosos, cujas composições permanecem em sigilo industrial.

No grupo BE, enquanto a média da rugosidade do grupo H2O permanece estatisticamente igual, quando DC foi utilizado observa-se uma variação significativa nestes valores, enquanto quando utilizado DE observa-se uma redução. Acredita-se ocorrer a remoção da camada superficial introduzida no processo de fixação das AgNPs nos grupos submetidos às condições DC e DE, entretanto quando utilizada a DE, observamos um processo de polimento químico-mecânico, o que pode ser benéfico à superfície.

A International Organization for Standardization (ISO, 2007) reiterou a necessidade do uso do PMMA, sem agente de ligação cruzada, para ensaios de escovação, porém não é rotina neste tipo de teste existir esse padrão de referência. Não encontramos na literatura nenhum artigo que comparasse os valores de espécimes de PMMA com nenhum tipo de Titânio. Com a utilização dos padrões de PMMA, poderíamos estabelecer um índice de agressividade em cada método de pesquisa, permitindo a comparação entre os diversos estudos. Muitos fatores influenciam o processo abrasivo nos espécimes, dificultando a padronização, como a carga exercida pela escova sobre o material restaurador, a flexibilidade das cerdas, a quantidade e qualidade das partículas do abrasivo existente no dentífrico, a velocidade da escova sobre o substrato, o tempo de duração e temperatura do ensaio, entre outros (ALMEIDA et al., 2007).

Apenas a ação química das soluções testadas não foi suficiente para degradar a superfície do titânio, inclusive quando aplicada as AgNPs. Analisando comparativamente a literatura específica, observa-se que os fatores determinantes que influenciam a topografia superficial do titânio estão relacionados à concentração de flúor, pH das soluções, ação de abrasivos (SIIRILÄ E KÖNÖNEM, 1991; AL-MAYOUF et al., 2004; SARTORI et al., 2009; TONIOLO et al., 2009; MABILLEAU et al., 2006; POPA et al., 2008; HUANG; LEE, 2005) e/ou o biofilme específico (ZHANG et al., 2013; SOUZA et al., 2010).

O NaF presente nos dentifrícios dissocia-se em íons sódio e fluoretos, reagindo com a camada de óxidos do titânio, particularmente o hidrogênio, sendo convertido em ácido fluorídrico (HF) (MUGURUMA et al., 2011), gerando o efeito de corrosão no titânio, formando compostos de fluoreto óxido de titânio, fluoreto de titânio e fluorititanato de sódio (MUGURUMA et al., 2011; JOSKA; FOJT, 2010; MABILLEAU et al., 2006; MATONO et al., 2006; STAJER et al., 2008). Os fatores como pH baixo e altas concentrações de NaF contribuem para uma maior formação de HF, comprometendo a resistência à corrosão do titânio (FRAGOU et al., 2010).

Assim como no estudo de Fais et al. (2012), em nosso estudo a imersão da liga de titânio em dentifrício com concentração de flúor (1450 ppm) dentro das normas atuais (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1989; DAVIES et al., 2003) e o pH=7,8; dentro dos valores estabelecidos por diversos estudos (SIIRILÄ E KÖNÖNEM, 1991; NAKAGAWA et al., 2001, 2002), não é suficiente para haver variação em sua rugosidade superficial ou massa. Esses autores sugerem que, com a concentração de 1500 ppm de F- do dentifrício, apenas haveria indução de processos corrosivos na liga Ti-6Al-4V se o pH fosse igual a 5,1; enquanto que no estudo de Fais, com o pH= 6,3, seria necessária a concentração de 10000 ppm de F- para dar início ao processo corrosivo.

Quanto à concentração de íons F⁻, a alteração da topografia superficial do titânio é evidente apenas em altas concentrações. A redução da proteção contra corrosão e consequente variação da rugosidade média do titânio e suas ligas foi encontrado nos estudos de Siirila e Kononen (1991), onde a concentração era de 12500 ppm; Mabillean et al. (2006), 5000 e 25000 ppm; Popa et al. (2008) 10000 ppm; e Al-Mayouf et al. (2004), cujas concentrações eram de 10000 e 50000 ppm.

Valores tão elevados de ions F- são apenas encontrados em vernizes e géis fluoretados (CENTERS OF DISEASE CONTROL AND PREVENTION, 2001; MARINHO, 2009), sendo contra indicados para pacientes que apresentem componentes de titânio na cavidade oral.

Na cavidade bucal, onde o pH da saliva varia de 5,2 a 7,8 (CHATURVEDI, 2009), a concentração de fluoretos não se mantém constante. Campus et al. (2003) expõe que, por exemplo, após a escovação com dentifrício de concentração 1250 ppm de F-, esta concentração é reduzida para 200 ppm nos primeiros 90 segundos, sendo estabilizada nos próximos 30 minutos a 29 ppm.

Na caracterização dos componentes químicos dos corpos de prova, EDS, não detectou-se a presença de sílica, tampouco compostos fluoretados ou sódicos após os testes de escovação e imersão, indicando que a reação do NaF do dentifrício e a superfície da liga de titânio não foi significativamente alterada, corroborando com os estudos expostos na literatura (NAKAGAWA et al., 1999, 2001, 2002; AL-MAYOUF et al., 2004; MABILLEAU et al., 2006; MATONO et al., 2006; STAJER et al., 2008; FAIS et al., 2012; JOSKA; FOJT, 2010; MUGURUMA et al., 2011), onde a concentração de até 1500 ppm de F- não é suficiente para a degradação da superfície do titânio e suas ligas.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Com base na metodologia empregada, a partir dos resultados obtidos e dentro das limitações deste estudo in vitro, foi possível concluir que:

- Após o teste de escovação, enquanto apenas a variação da massa do grupo BE permaneceu estatisticamente insignificante, a variação da rugosidade apresentou-se significativa em todos os grupos testados, sendo o dentifrício comum mais danoso à superfície do Ti-6Al-4V
 - Após o teste de imersão, não foi observado variação estatisticamente significativa entre a massa e rugosidade superficial em nenhum dos grupos testados
 - Não foi observado nenhuma mudança estrutural nos grupos testados após a TPD
 - Não foi observada nenhuma variação nos grupos testados após a análise de EDS
 - Houve variação na rugosidade superficial em todos espécimes com aplicação de B-Safe, independente do dentifrício utilizado, o que pode indicar uma possível remoção da camada de AgNP.
-
-

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

- Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. **Acta Orthop Scand**. 1981;52(2):155-70
- Al-Mayouf AM, Al-Sawayih AA, Al-Mobarak NA, Al-Jabab AS. Corrosion behavior of a new titanium alloy for dental implant application in fluoride media. **Mater Chem Phys**. 2004; 86: 320-9.
- Almeida CT, Freitas CA, Freitas MFA, Bianchi EC, Imai LJ. Desgaste dos cimentos de ionômero de vidro Vidrion R e ChemFlex™, promovido pelos dentífricos infantis Tandy e Baby Barney™ em máquina de escovação. **RPG Rev Pós Grad** 2007;14(1):45-51.
- Astrand P, Ahlqvist J, Gunne J, Nilson H. Implant treatment of patients with edentulous jaws: a 20-year follow-up. **Clin Implant Dent Relat Res** 2008; 10: 207–17.
- Bassetti M, Schär D, Wicki B, Eick S, Ramseier CA, Arweiler NB, Sculean A, Salvi GE. Anti-infective therapy of peri-implantitis with adjunctive local drug delivery or photodynamic therapy: 12-month outcomes of a randomized controlled clinical trial, **Clin. Oral Implants Res**. 2014, 25, 279–287.
- Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, Van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on mucositis. **Clin Oral Implants Res**. 1996; 7: 201-11.
- Boretos JW, Eden M. Contemporary Biomaterials, Material and Host Response, Clinical Applications, New Technology and Legal Aspects. **Noyes Publications**, Park Ridge. 1984, pp. 232–233.
- Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 22, de 20 de dezembro de 1989. DO de 22/12/1989, p. 241.
- Campus G, Lallai MR, Carboni R. Fluoride concentration in saliva after use of oral hygiene products. **Caries Res**. 2003; 37: 66-70.
- Cao H, Liu X, Meng F, Chu PK. Biological actions of silver nanoparticles embedded in titanium controlled by micro-galvanic effects. **Biomaterials**. 2011 Jan;32(3):693-705.
-

Carlsson GE, Lindquist LW, Jemt T. Long-term marginal periimplant bone loss in eden-tulous patients. **Int J Prosthodont** 2000; 13: 295–302.

Casemiro LA, Martins CHG, Marangoni S, Ferrari F, Minozzi DT, Reis RSA, Bonachela WC. Uso da nanocobertura de prata (B-Safe) para controlar a contaminação na prática da prótese sobre implantes: avaliação clínica quantitativa com dois anos de acompanhamento. **ImplantNews**. 2014; 11(1):61-65.

CENTERS OF DISEASE CONTROL AND PREVENTION. Recommendations for using fl uoride to prevent and control dental caries in the United States. **MMWR**, 2001.

Chaturvedi TP. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). **Indian J Dent Res**. 2009; 20: 91-8.

Correa CB, Pires JR, Fernandes-Filho RB, Sartori R, Vaz LG. Fatigue and fluoride corrosion on Streptococcus mutans adherence to titanium-based implant/componente surfaces. **J Prosthodont**. 2009; 18: 382-7.

Davies RM, Ellwood RP, Davies GM. The rational use of fluoride toothpaste. **Int J Dent Hyg**. 2003; 1: 3-8.

De Angelis N, Felice P, Grusovin MG, Camurati A, Esposito M. The effectiveness of adjunctive light-activated disinfection (LAD) in the treatment of peri-implantitis: 4-month results from a multicentre pragmatic randomised controlled trial. **Eur J Oral Implantol**. 2012 Winter; 5(4): 321-31.

Deppe H, Mücke T, Wagenpfeil S, Kesting M, Sculean A. Nonsurgical antimicrobial photodynamic therapy in moderate vs severe peri-implant defects: a clinical pilot study, **Quintessence Int**. 2013, 44, 609–618.

Dörtbudak O, Haas R, Bernhart T, Mailath-Pokorny G. Lethal photosensitization for decontamination of implant surfaces in the treatment of peri-implantitis. **Clin Oral Implants Res**. 2001 Apr;12(2):104-8.

Duarte ARC, Bonachela WC, Farias Neto A, Leandro M. Avaliação de cinco parafusos de intermediários protéticos implantodônticos submetidos ao teste industrial de corrosão Salt-Spray. **Robrac**. 2008;17(44):154-158.

Eick S, Markauskaite G, Nietzsche S, Laugisch O, Salvi GE, Sculean A. Effect of photoactivated disinfection with a light-emitting diode on bacterial species and biofilms associated with periodontitis and peri-implantitis. **Photodiagn. Photodyn. Ther**. 2013, 10, 156–167.

Esposito M, Grusovin MG, De Angelis N, Camurati A, Campailla M, Felice P. The adjunctive use of light-activated disinfection (LAD) with FotoSan is ineffective in the treatment of peri-implantitis: 1-year results from a multicentre pragmatic randomised controlled trial, **Eur. J. Oral Implantol.** 2013, 6, 109–119.

Fais LM, Fernandes-Filho RB, Pereira-da-Silva MA, Vaz LG, Adabo GL. Titanium surface topography after brushing with fluoride and fluoride-free toothpaste simulating 10 years of use. **J Dent.** 2012 Apr;40(4):265-75.

Fernandes Filho RB, Oliveira SR, Pessoa RS, Magalhães D, Melo JDB, Vaz LG. Estudo comparativo da topografia superficial de abutments de titânio de diferentes marcas comerciais. **Rev. odontol. UNESP.** 2006; vol.35, n. Especial.

Fragou S, Eliades T. Effect of topical fluoride application on titanium alloys: a review of effects and clinical implications. **Pediatr Dent.** 2010; 32: 99-105.

Franco NA. Nanopartículas e suas Aplicações em Ciências Farmacêuticas (**dissertação**). Porto (Portugal): Faculdade de Ciências da Saúde. Universidade Fernando Pessoa; 2013.

Gristina AG. Biomaterial-centered infection: microbial adhesion versus tissue integration. **Science.** 1987; 237: 1588- 95.

Hanawa T, Asami K, Asaoka K. Repassivation of titanium and surface oxide film regenerated in simulated bioliquid. **J Biomed Mater Res.** 1998; 40: 530-8.

Hayek RR, Araújo NS, Gioso MA, Ferreira J, Baptista-Sobrinho CA, Yamada AM, Ribeiro MS. Comparative study between the effects of photodynamic therapy and conventional therapy on microbial reduction in ligature-induced peri-implantitis in dogs, **J. Periodontol.** 2005, 76, 1275–1281.

Hernández-Sierra JF, Ruiz F, Pena DC, Martínez-Gutiérrez F, Martínez AE, Guillén Ade J, Tapia-Pérez H, Castañón GM. The antimicrobial sensitivity of *Streptococcus mutans* to nanoparticles of silver, zinc oxide, and gold. **Nanomedicine.** 2008 Sep;4(3):237-40.

Hossain A, Okawa S, Miyakawa O. Effect of toothbrushing on titanium surface: an approach to understanding surface properties of brushed titanium. **Dent Mater.** 2006; 22: 346-52.

Hossain A, Okawa S, Miyakawa O. Surface texture and composition of titanium brushed with toothpaste slurries of different pHs. **Dent Mater.** 2007; 23: 186-92.

Huang HH, Lee TH. Electrochemical impedance spectroscopy study of Ti-6Al-4V alloy in artificial saliva with fluoride and/or bovine albumin. **Dent Mater.** 2005; 21: 749-55.

International Organization for Standardization. Dental materials - Guidance on testing of wear resistance. Part 1: Wear by tooth brushing. Technical Report, ISO/TR, no. **14569-1**, Switzerland, 2007.

International Organization for Standardization. **ISO 11609**: Dentistry - Dentifrices - Requirements, test methods and marking. Geneve: ISO; 2010.

Ishihara Y, Nishihara T, Kuroyanagi T, Shirozu N, Yamagishi E, Ohguchi M, Koide M, Ueda N, Amano K, Noguchi T. Gingival crevicular interleukin-1 and interleukin-1 receptor antagonist levels in periodontally healthy and diseased sites. **J Periodontal Res.** 1997 Aug;32(6):524-9.

Jacobs R, Pittayapat P, van Steenberghe D, De Mars G, Gijbels F, Van Der Donck A, Li L, Liang X, Van Assche N, Quirynen M, Naert I. A split-mouth comparative study up to 16 years of two screw-shaped titanium im-plant systems. **J Clin Periodontol** 2010; 37: 1119–27.

Jemt T, Johansson J. Implant treatment in the edentulous maxillae: a 15-year follow-up study on 76 consecutive patients provided with fixed prostheses. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2006; 8(2): 61-9.

Jemt T. Single implants in the anterior max-illa after 15 years of follow-up: comparison with central implants in the edentulous max-illa. **Int J Prosthodont** 2008; 21: 400–8.

Joska L, Fojt J. Corrosion behaviour of titanium after short-term exposure to an acidic environment containing fluoride ions. **J Mater Sci Mater Med.** 2010; 21: 481-8.

Juan L, Zhimin Z, Anchun M, Lei L, Jingchao Z. Deposition of silver nanoparticles on titanium surface for antibacterial effect. **Int J Nanomedicine.** 2010 Apr 15;5:261-7.

Kreuter J. Nanoparticles-a historical perspective. **International Journal of Pharmaceutics.** 2007; 331, pp. 1-10.

Kvitek L, Panacek A, Soukupova J, Kolar M, Vecerova R, Pucek R, Holecova M, Zbořil R. Effect of surfactants and polymers on stability and antibacterial activity of silver nanoparticles (NPs), **J. Phys. Chem. C.** 2008, 112 (15), pp 5825–5834.

- Lara H, Ayala-Núñez N, Ixtepan L, Rodríguez C. Bactericidal effect of silver nanoparticles against multidrug-resistant bacteria, **World J. Microbiol. Biotechnol.** 2010; 26: 615–621.
- Lindholm-Sethson B, Ardlin BI. Effects of pH and fluoride concentration on the corrosion of titanium. **J Biomed Mater Res A.** 2008; 86: 149-59.
- Löe H, Theilade E, Jensen SB. Experimental gingivitis in man. **J Periodontol.** 1965 May-Jun; 36: 177-87.
- Lops D, Bressan E, Pisoni G, Cea N, Corazza B, Romeo E. Short implants in partially edentulous maxillae and mandibles: a 10 to 20 years retrospective evaluation. **Int J Dent** 2012; 35: 1–8.
- Mabilleau G, Bourdon S, Joly-Guillou ML, Filmon R, Basle MF, Chappard D. Influence of fluoride, hydrogen peroxide and lactic acid on the corrosion resistance of commercially pure titanium. **Acta Biomater.** 2006; 2: 121 -9.
- Marinho VC. Cochrane reviews of randomized trials of fluoride therapies for preventing dental caries. **Eur Arch Paediatr Dent.** Sep 2009;10(3):183-191.
- Marotti J, Tortamano P, Cai S, Ribeiro MS, Franco JE, de Campos TT. Decontamination of dental implant surfaces by means of photodynamic therapy, **Lasers Med. Sci.**, 2013, 28, 303–309.
- Massa MA, Covarrubias C, Bittner M, Fuentevilla IA, Capetillo P, Von Marttens A, Carvajal JC. Synthesis of new antibacterial composite coating for titanium based on highly ordered nanoporous silica and silver nanoparticles. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.** 2014 Dec;45:146-53.
- Massa MA, Covarrubias C, Bittner M, Fuentevilla IA, Capetillo P, Von Marttens A, Carvajal JC. Synthesis of new antibacterial composite coating for titanium based on highly ordered nanoporous silica and silver nanoparticles. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.** 2014 Dec;45:146-53.
- Mathew MT, Abbey S, Hallab NJ, Hall DJ, Sukotjo C, Wimmer MA. Influence of pH on the tribocorrosion behavior of CpTi in the oral environment: synergistic interactions of wear and corrosion. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater.** 2012 Aug;100(6):1662-71.
- Matono Y, Nakagawa M, Matsuya S, Ishikawa K, Terada Y. Corrosion behavior of pure titanium and titanium alloys in various concentrations of Acidulated Phosphate Fluoride (APF) solutions. **Dent Mater J.** 2006; 25: 104-12.
-

Molina C, Nogues L, Martinez-Gomis J, Peraire M, Salsench J, Sevilla P, et al. Dental casting alloys behaviour during power toothbrushing with toothpastes of various abrasivities. Part II: corrosion and ion release. **J Mater Sci Mater Med.** 2008; 19: 3015-9.

Mondelli RFL, Wang L, Garcia FCP, Prakki A, Mondelli J, Franco EB, et al. Evaluation of weight loss and surface roughness of compomers after simulated toothbrushing abrasion test. **J Appl Oral Sci.** 2005; 13: 131-5.

Moraschini V, Poubel LA, Ferreira VF, Barboza Edos S. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review, **Int J Oral Maxillofac Surg.** 2015 Mar;44(3):377-88.

Morgan TD, Wilson M. The effects of surface roughness and type of denture acrylic on biofilm formation by *Streptococcus oralis* in a constant depth film fermentor. **J Appl Microb.** 2001; 91: 47-53.

Morones JR, Elechiguerra JL, Camacho A, Holt K, Kouri JB, Ramírez JT, Yacaman MJ. The bactericidal effect of silver nanoparticles. **Nanotechnology.** 2005 Oct;16(10):2346-53.

Muguruma T, Iijima M, Brantley WA, Yuasa T, Kyung HM, Mizoguchi I. Effects of sodium fluoride mouth rinses on the torsional properties of miniscrew implants. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** 2011; 139: 588-93.

Nakagawa M, Matsuya S, Udoh K. Corrosion behavior of pure titanium and titanium alloys in fluoride-containing solutions. **Dent Mater J.** 2001; 20: 305 -14.

Nakagawa M, Matsuya S, Udoh K. Effects of fluoride and dissolved oxygen concentrations on the corrosion behavior of pure titanium and titanium alloys. **Dent Mater J.** 2002; 21: 83 - 92.

Nakagawa M, Matsuya S, Shiraishi T, Ohta M. Effect of fluoride concentration and pH on corrosion behavior of titanium for dental use. **J Dent Res.** 1999 Sep;78(9):1568-72.

Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? **J Periodontol.** 2002; 73: 322-33.

Pikner SS, Gröndahl K, Jemt T, Friberg B. Marginal bone loss at implants: a retrospective long-term follow-up of turned Bra°ne-mark system implants. **Clin Implant Dent Relat Res** 2009; 11: 11–23.

Pinto GCS. Efeito da escovação na resistência à corrosão do titânio cp (dissertação). Ribeirão Preto (SP): Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2014.

Popa MV, Vasilescu E, Drob P, Vasilescu C, Demetrescu I, Ionita D. Long-term assessment of the implant titanium material--artificial saliva interface. **J Mater Sci Mater Med**. 2008; 19: 1-9.

Pröbster L, Lin W, Hüttemann H. Effect of Fluoride Prophylactic Agents on Titanium Surfaces. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**. 1992, v.7, n.3, p.390-4.

Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, van Steenberghe D. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: Short-term observations. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1996 Mar-Apr;11(2):169-78.

Quirynen M, van der Mei HC, Bollen CM, Schotte A, Marechal M, Doornbusch GI, et al. An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. **J Dent Res**. 1993; 72: 1304-9.

Quirynen M, Bollen CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. **J Clin Periodontol**. 1995 Jan;22(1):1-14.

Quirynen M, van der Mei HC, Bollen CM, Schotte A, Marechal M, Doornbusch GI, Naert I, Busscher HJ, van Steenberghe D. An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. **J Dent Res**. 1993 Sep;72(9):1304-9.

Quitynen M, Listgarten MA. Distribution of bacterial morphotypes around natural teeth and titanium implants ad modum Brånemark. **Clin Oral Implants Res**. 1990 Dec;1(1):8-12.

Rai M, Yadav A, Gade A. Silver nanoparticles as a new generation of antimicrobials. **Biotechnol Adv**. 2009 Jan-Feb;27(1):76-83.

Ravald N, Dahlgren S, Teiwik A, Groöndahl K. Long-term evaluation of Astra Tech and Brånemark implants in patients treated with full-arch bridges. Results after 12–15 years. **Clin Oral Implants Res** 2013;24: 1144–51.

Renvert S, Polyzois IN. Clinical approaches to treat peri-implant mucositis and peri-implantitis. **Periodontol** 2000. 2015 Jun;68(1):369-404.

Rimondini L, Fare S, Brambilla E, Felloni A, Consonni C, Brossa F, et al. The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium. **J Periodontol.** 1997; 68: 556-62.

Salles MA, Bonachela WC, Freitas CA, Ribeiro GR. Avaliação da perda de peso, da rugosidade de superfície de placas de titânio, esmalte bovino, resina acrílica para base de prótese convencional e sobre implantes e PMMA após teste de abrasão por escovação simulada. **Innov. implant.** 2009; 4(2):17-25.

Salmeron S, Rezende ML, Consolaro A, Sant'ana AC, Damante CA, Gregghi SL, Passanezi E. Laser therapy as an effective method for implant surface decontamination: a histomorphometric study in rats. **J Periodontol.** 2013 May;84(5):641-9.

Sartori R, Correa CB, Marcantonio E, Jr., Vaz LG. Influence of a fluoridated medium with different pHs on commercially pure titanium-based implants. **J Prosthodont.** 2009; 18: 130-4.

Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. **J Periodontol.** 2004; 75: 292-6.

Schär D, Ramseier CA, Eick S, Arweiler NB, Sculean A, Salvi GE. Anti-infective therapy of peri-implantitis with adjunctive local drug delivery or photodynamic therapy: six-month outcomes of a prospective randomized clinical trial, **Clin. Oral Implants Res.** 2013, 24, 104–110.

Shibli JA, Martins MC, Nociti FH Jr, Garcia VG, Marcantonio E Jr. Treatment of ligature-induced periimplantitis by lethal photosensitization and guided bone regeneration: a preliminary histologic study in dogs, **J. Periodontol.** 2003, 74, 338–345.

Shibli JA, Martins MC, Ribeiro FS, Garcia VG, Nociti FH Jr, Marcantonio E Jr. Lethal photosensitization and guided bone regeneration in treatment of periimplantitis: an experimental study in dogs, **Clin. Oral Implants Res.** 2006, 17, 273–281.

Siirilä HS, Könönen M. The effect of oral topical fluorides on the surface of commercially pure titanium. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1991 Spring;6(1):50-4.

Souza JC, Henriques M, Oliveira R, Teughels W, Celis JP, Rocha, LA. Do oral biofilms influence the wear and corrosion behavior of titanium? **Biofouling.** 2010;26:471.

Stajer A, Ungvari K, Pelsoczi IK, Polyanka H, Oszko A, Mihalik E, et al. Corrosive effects of fluoride on titanium: investigation by X-ray photoelectron spectroscopy, atomic force microscopy, and human epithelial cell culturing. **J Biomed Mater Res A**. 2008; 87: 450-8.

Subramani K, Jung RE, Molenberg A, Hammerle CH. Biofilm on dental implants: a review of the literature. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2009; 24: 616-26.

Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. **Clin Oral Implants Res**. 2006; 17 (Suppl 2): 68-81.

Tolaymat TM, El Badawy AM, Genaidy A, Scheckel KG, Luxton TP, Suidan M. An evidence-based environmental perspective of manufactured silver nanoparticle in syntheses and applications: a systematic review and critical appraisal of peerreviewed scientific papers. **Sci Total Environ**. 2010 Feb 1;408(5):999-1006.

Toniollo MB, Tioosi R, Macedo AP, Rodrigues RC, Ribeiro RF, Mattos Mda G. Effect of fluoride-containing solutions on the surface of cast commercially pure titanium. **Braz Dent J**. 2009; 20: 201-4.

Twetman S, Axelsson S, Dahlgren H, Holm AK, Kallestal C, Lagerlof F, et al. Caries-preventive effect of fluoride toothpaste: a systematic review. **Acta Odontol Scand**. 2003; 61: 347-55.

Vohra F, Al-Rifaiy MQ, Lillywhite G, Abu Hassan MI, Javed F. Efficacy of mechanical debridement with adjunct antimicrobial photodynamic therapy for the management of peri-implant diseases: a systematic review. **Photochem Photobiol Sci**. 2014 Aug;13(8):1160-8.

Wang J, Wang Z, Guo S, Zhang J, Song Y, Dong X, Wang X, Yu J. Antibacterial and anti-adhesive zeolite coatings on titanium alloy surface. **Microporous and Mesoporous Materials**.v2011; 146: 216–222

Zavanelli RA, Pessanha Henriques GE, Ferreira I, De Almeida Rollo JM. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. **J Prosthet Dent**. 2000 Sep;84(3):274-9.

Zhang SM, Qiu J, Tian F, Guo XK, Zhang FQ, Huang QF. Corrosion behavior of pure titanium in the presence of *Actinomyces naeslundii*. **J Mater Sci Mater Med**. 2013 May; 24(5):1229-37.

Zhao L, Chu PK, Zhang Y, Wu Z. Antibacterial coatings on titanium implants. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**. 2009 Oct;91(1):470-80.

Zhao L, Wang H, Huo K, Cui L, Zhang W, Ni H, Zhang Y, Wu Z, Chu PK. Antibacterial nano-structured titânia coating incorporated with silver nanoparticles. **Biomaterials**. 2011 Aug;32(24):5706-16.

APÊNDICES

APÊNDICE 1 - TESTE DE ESCOVAÇÃO

MASSA

TITANIO

	0			50			100			150			200		
H	0,6461	0,6462	0,6461	0,6462	0,6461	0,6461	0,6461	0,6461	0,6461	0,6460	0,6461	0,6460	0,6462	0,6461	0,6462
	0,6338	0,6337	0,6336	0,6339	0,6337	0,6336	0,6338	0,6337	0,6339	0,6335	0,6336	0,6337	0,6338	0,6339	0,6340
	0,6270	0,6269	0,6269	0,6270	0,6270	0,6270	0,6270	0,6269	0,6270	0,6271	0,6270	0,6272	0,6273	0,6270	0,6271
	0,6457	0,6455	0,6458	0,6456	0,6456	0,6456	0,6458	0,6455	0,6456	0,6454	0,6455	0,6456	0,6456	0,6456	0,6455
	0,6395	0,6395	0,6397	0,6395	0,6394	0,6395	0,6393	0,6392	0,6392	0,6390	0,6391	0,6394	0,6393	0,6393	0,6394
DC	0,6462	0,6461	0,6462	0,6461	0,6459	0,6458	0,6460	0,6458	0,6458	0,6458	0,6459	0,6458	0,6457	0,6456	0,6458
	0,6338	0,6339	0,6340	0,6338	0,6339	0,6338	0,6336	0,6337	0,6336	0,6336	0,6335	0,6334	0,6333	0,6334	0,6332
	0,6273	0,6270	0,6271	0,6270	0,6271	0,6268	0,6268	0,6269	0,6267	0,6265	0,6268	0,6270	0,6268	0,6268	0,6266
	0,6456	0,6456	0,6455	0,6455	0,6457	0,6455	0,6455	0,6454	0,6453	0,6452	0,6454	0,6453	0,6450	0,6452	0,6452
	0,6393	0,6393	0,6394	0,6394	0,6393	0,6392	0,6391	0,6392	0,6391	0,6388	0,6389	0,6388	0,6390	0,6388	0,6390
DE	0,6589	0,6586	0,6587	0,6587	0,6588	0,6589	0,6588	0,6589	0,6588	0,6586	0,6586	0,6586	0,6585	0,6587	0,6587
	0,5905	0,5902	0,5904	0,5900	0,5901	0,5902	0,5900	0,5901	0,5900	0,5900	0,5900	0,5901	0,5901	0,5897	0,5898
	0,6354	0,6355	0,6353	0,6352	0,6353	0,6352	0,6352	0,6355	0,6350	0,6350	0,6352	0,6353	0,6351	0,6352	0,6350
	0,6256	0,6254	0,6255	0,6254	0,6255	0,6256	0,6256	0,6255	0,6256	0,6255	0,6256	0,6255	0,6257	0,6258	0,6256
	0,6486	0,6484	0,6486	0,6486	0,6486	0,6484	0,6485	0,6486	0,6483	0,6481	0,6480	0,6483	0,6483	0,6481	0,6482

APÊNDICE 1 - TESTE DE ESCOVAÇÃO

MASSA**BSAFE**

	0			50			100			150			200		
H	0,6104	0,6103	0,6107	0,6107	0,6107	0,6106	0,6105	0,6106	0,6103	0,6109	0,6107	0,6108	0,6107	0,6107	0,6107
	0,6004	0,6002	0,6001	0,6002	0,6002	0,6004	0,6002	0,6003	0,6004	0,6006	0,6005	0,6003	0,6004	0,6005	0,6005
	0,6058	0,6058	0,6059	0,6058	0,6061	0,6059	0,6057	0,6057	0,6058	0,6057	0,6056	0,6058	0,6058	0,6060	0,6060
	0,5923	0,5922	0,5922	0,5922	0,5921	0,5921	0,6082	0,6081	0,6083	0,5926	0,5925	0,5927	0,5925	0,5923	0,5924
	0,6081	0,6079	0,6081	0,6082	0,6083	0,6080	0,5821	0,5922	0,5920	0,6082	0,6080	0,6081	0,6081	0,6081	0,6082
DC	0,5907	0,5907	0,5907	0,5907	0,5908	0,5907	0,5910	0,5907	0,5904	0,5905	0,5903	0,5904	0,5902	0,5906	0,5906
	0,593	0,593	0,5933	0,5931	0,5931	0,5930	0,5930	0,5931	0,5929	0,5928	0,5929	0,5930	0,5929	0,5930	0,5927
	0,6149	0,6149	0,6148	0,6148	0,6147	0,6146	0,6144	0,6143	0,6146	0,6147	0,6144	0,6143	0,6143	0,6146	0,6145
	0,6205	0,6202	0,6204	0,6200	0,6200	0,6201	0,6202	0,6200	0,6201	0,6202	0,6202	0,6200	0,6200	0,6199	0,6197
	0,618	0,6178	0,6179	0,6174	0,6175	0,6177	0,6177	0,6178	0,6176	0,6175	0,6174	0,6176	0,6178	0,6176	0,6172
DE	0,5823	0,5824	0,5825	0,5825	0,5826	0,5825	0,5824	0,5825	0,5825	0,5824	0,5825	0,5825	0,5826	0,5825	0,5826
	0,596	0,5959	0,5959	0,5960	0,5961	0,5959	0,5959	0,5960	0,5958	0,5959	0,5959	0,5960	0,5959	0,5958	0,5961
	0,6065	0,6064	0,6063	0,6063	0,6062	0,6061	0,6063	0,6061	0,6062	0,6065	0,6064	0,6065	0,6064	0,6065	0,6063
	0,6266	0,6266	0,6266	0,6265	0,6267	0,6266	0,6264	0,6264	0,6265	0,6264	0,6263	0,6264	0,6266	0,6263	0,6262
	0,6074	0,6073	0,6073	0,6074	0,6075	0,6075	0,6075	0,6075	0,6076	0,6071	0,6071	0,6072	0,6073	0,6074	0,6073

APÊNDICE 1 - TESTE DE ESCOVAÇÃO

MASSA**PMMA**

	0			50			100			150			200		
H	0,1803	0,1805	0,1806	0,1807	0,1806	0,1807	0,1806	0,1806	0,1807	0,1808	0,1809	0,1807	0,1801	0,1802	0,1802
	0,173	0,1729	0,173	0,1730	0,1730	0,1728	0,1728	0,1729	0,1728	0,1729	0,1728	0,1731	0,1724	0,1724	0,1722
	0,1635	0,1636	0,1636	0,1639	0,1638	0,1639	0,1639	0,1639	0,1639	0,1641	0,1640	0,1640	0,1633	0,1634	0,1635
	0,1636	0,1635	0,1636	0,1638	0,1635	0,1637	0,1637	0,1638	0,1636	0,1635	0,1639	0,1639	0,1632	0,1633	0,1634
	0,171	0,1708	0,1708	0,1708	0,1707	0,1706	0,1708	0,1707	0,1707	0,1708	0,1709	0,1708	0,1709	0,1711	0,1709
DC	0,172	0,1723	0,1725	0,1707	0,1706	0,1708	0,1685	0,1684	0,1686	0,1673	0,1674	0,1675	0,1657	0,1658	0,1657
	0,1691	0,1692	0,169	0,1670	0,1667	0,1664	0,1646	0,1642	0,1646	0,1625	0,1626	0,1626	0,1600	0,1601	0,1602
	0,1721	0,1722	0,1723	0,1697	0,1694	0,1693	0,1661	0,1659	0,1660	0,1633	0,1636	0,1636	0,1601	0,1599	0,1598
	0,17	0,1699	0,1701	0,1678	0,1677	0,1679	0,1650	0,1651	0,1650	0,1631	0,1630	0,1632	0,1606	0,1607	0,1607
	0,1774	0,1776	0,1775	0,1758	0,1758	0,1755	0,1729	0,1733	0,1730	0,1712	0,1708	0,1707	0,1688	0,1684	0,1686
DE	0,1686	0,1687	0,1687	0,1685	0,1686	0,1684	0,1688	0,1687	0,1688	0,1683	0,1685	0,1682	0,1678	0,1680	0,1679
	0,1661	0,1659	0,166	0,1661	0,1663	0,1662	0,1658	0,1657	0,1659	0,1661	0,1660	0,1661	0,1655	0,1656	0,1658
	0,1604	0,1606	0,1606	0,1603	0,1604	0,1603	0,1600	0,1601	0,1599	0,1600	0,1600	0,1599	0,1586	0,1585	0,1590
	0,1758	0,1755	0,1757	0,1757	0,1756	0,1757	0,1760	0,1758	0,1758	0,1750	0,1750	0,1750	0,1741	0,1743	0,1744
	0,1728	0,1725	0,1724	0,1723	0,1725	0,1724	0,1726	0,1727	0,1726	0,1722	0,1721	0,1719	0,1721	0,1721	0,1720

APÊNDICE 1 - TESTE DE ESCOVAÇÃO

RUGOSIDADE**TITANIO**

	0			50			100			150			200		
H	0,600	0,990	0,390	0,550	0,440	0,340	0,820	0,350	0,210	0,680	0,590	0,690	0,710	0,520	0,450
	0,730	0,580	0,370	0,830	0,590	0,400	0,520	0,740	0,570	0,590	0,390	0,800	0,580	0,750	0,540
	0,330	0,290	0,170	0,250	0,260	0,450	0,570	0,480	0,790	0,570	0,510	0,640	0,600	0,350	0,320
	0,500	0,440	0,360	0,920	0,870	0,880	0,590	0,550	0,740	0,850	0,640	0,790	0,480	0,420	0,530
	0,390	0,360	0,460	0,790	0,950	0,730	0,770	0,910	0,710	0,840	0,830	0,590	0,460	0,350	0,480
DC	0,540	0,450	0,590	0,910	0,690	0,770	0,920	0,720	0,510	0,690	0,450	0,670	0,990	1,160	0,910
	0,410	0,420	0,450	0,680	0,950	0,630	0,540	0,510	0,740	0,720	0,680	0,890	0,840	1,030	0,950
	0,420	0,280	0,460	0,590	0,610	0,740	0,480	0,780	0,480	0,880	0,540	0,820	0,540	0,620	0,990
	0,360	0,500	0,350	0,920	0,940	0,770	0,560	0,490	0,500	0,670	0,510	0,530	0,670	0,560	0,700
	0,440	0,540	0,450	0,560	0,850	0,840	0,640	0,620	0,450	0,610	0,580	0,820	0,770	0,640	0,830
DE	0,340	0,540	0,520	0,590	0,330	0,490	0,650	0,800	0,380	0,320	0,210	0,490	0,270	0,320	0,410
	0,670	0,350	0,270	0,370	0,470	0,460	0,550	0,600	0,500	0,280	0,320	0,340	0,370	0,360	0,340
	0,400	0,590	0,570	0,380	0,480	0,560	0,430	0,460	0,710	0,280	0,360	0,520	0,400	0,390	0,310
	0,340	0,530	0,330	0,320	0,340	0,440	0,390	0,310	0,520	0,530	0,430	0,370	0,410	0,460	0,250
	0,330	0,400	0,290	0,320	0,280	0,560	0,460	0,300	0,550	0,330	0,670	0,340	0,550	0,300	0,400

APÊNDICE 1 - TESTE DE ESCOVAÇÃO

RUGOSIDADE

BSAFE

	0			50			100			150			200		
H	0,900	0,500	0,420	0,780	0,180	0,730	0,550	0,660	0,620	0,820	0,830	0,500	0,540	0,580	0,430
	0,870	1,100	0,470	0,850	0,510	0,910	0,710	0,650	0,590	0,610	0,820	0,600	0,860	0,700	0,540
	0,690	0,760	1,120	0,650	0,390	0,240	0,630	0,510	0,810	0,440	0,650	0,480	0,810	0,910	0,690
	0,820	0,630	0,550	0,790	0,410	0,480	0,630	0,630	0,680	0,560	0,520	0,590	0,660	0,840	0,840
	1,100	0,680	0,600	1,080	0,610	0,790	0,730	0,710	0,810	0,720	0,650	0,650	0,820	0,660	0,660
DC	0,780	0,810	0,830	0,620	1,080	0,770	1,040	0,740	0,490	0,640	0,800	0,740	0,620	0,880	0,970
	0,670	0,790	0,310	0,660	0,540	0,610	0,730	0,690	0,620	0,680	0,840	0,680	0,890	1,040	0,820
	0,650	0,790	0,600	0,940	1,060	1,380	0,610	0,730	1,000	0,810	1,080	0,630	1,060	1,110	1,120
	0,500	0,660	0,750	0,850	1,520	0,930	0,400	0,730	0,610	0,930	0,660	0,810	0,720	0,980	0,930
	0,550	0,650	0,790	0,770	0,940	0,720	0,650	0,860	0,740	0,760	0,590	0,700	0,950	0,990	0,670
DE	0,530	0,550	0,810	0,800	0,610	0,360	0,370	0,760	0,960	0,430	0,410	0,410	0,360	0,310	0,350
	0,710	0,770	1,060	0,510	0,900	0,760	0,740	0,580	0,590	0,590	0,330	0,550	0,440	0,670	0,360
	0,570	0,650	0,790	0,710	0,730	0,560	0,680	0,710	0,510	0,370	0,370	0,340	0,400	0,540	0,440
	0,500	0,970	0,830	0,500	0,820	0,920	0,820	0,430	0,730	0,470	0,380	0,520	0,800	0,590	0,540
	0,760	0,860	0,720	0,840	0,710	0,640	0,330	0,850	0,530	0,730	0,380	0,460	0,360	0,330	0,490

APÊNDICE 1 - TESTE DE ESCOVAÇÃO

RUGOSIDADE**PMMA**

	0			50			100			150			200		
H	0,150	0,140	0,140	0,170	0,220	0,180	0,220	0,230	0,280	0,180	0,170	0,170	0,310	0,200	0,180
	0,140	0,140	0,130	0,200	0,260	0,210	0,190	0,220	0,170	0,260	0,350	0,160	0,190	0,220	0,190
	0,090	0,140	0,190	0,180	0,350	0,210	0,280	0,180	0,250	0,160	0,170	0,160	0,340	0,190	0,210
	0,150	0,160	0,140	0,140	0,170	0,160	0,240	0,260	0,310	0,190	0,190	0,210	0,330	0,340	0,330
	0,170	0,150	0,140	0,290	0,140	0,150	0,240	0,170	0,180	0,160	0,150	0,280	0,160	0,170	0,160
DC	0,150	0,510	0,160	0,320	0,260	0,250	0,300	0,320	0,450	0,430	0,330	0,770	0,610	0,540	0,550
	0,150	0,180	0,150	0,470	0,430	0,320	0,550	0,560	0,540	0,340	0,540	0,610	0,470	0,510	0,690
	0,170	0,280	0,130	0,300	0,400	0,250	0,590	0,500	0,570	0,750	0,790	0,700	0,420	0,220	0,760
	0,120	0,130	0,420	0,370	0,300	0,310	0,410	0,440	0,530	0,410	0,450	0,480	0,510	0,550	0,510
	0,150	0,140	0,170	0,340	0,410	0,340	0,360	0,440	0,400	0,350	0,550	0,620	0,380	0,510	0,430
DE	0,240	0,150	0,150	0,200	0,200	0,240	0,150	0,170	0,150	0,180	0,160	0,170	0,160	0,170	0,160
	0,130	0,140	0,290	0,280	0,200	0,370	0,330	0,270	0,230	0,210	0,210	0,200	0,230	0,260	0,260
	0,180	0,200	0,290	0,160	0,200	0,180	0,120	0,170	0,170	0,180	0,190	0,170	0,160	0,170	0,280
	0,290	0,140	0,260	0,230	0,250	0,190	0,170	0,160	0,160	0,190	0,170	0,210	0,170	0,190	0,190
	0,160	0,150	0,150	0,180	0,180	0,220	0,180	0,150	0,180	0,220	0,230	0,660	0,270	0,250	0,230

APÊNDICE 2 - TESTE DE IMERSÃO

material	CONDIÇÃO	massa antes	massa depois	rugosidade antes	rugosidade depois
TITANIOH2O		0,6428 0,6427 0,6428	0,6431 0,6428 0,6427	0,620 0,820 0,640	0,930 0,680 0,570
TITANIOH2O		0,6522 0,6523 0,6521	0,6522 0,6526 0,6522	0,420 0,760 0,500	0,380 0,300 0,340
TITANIODE		0,6573 0,6572 0,6573	0,6574 0,6573 0,6572	0,380 0,330 0,330	0,440 0,420 0,710
TITANIODE		0,6192 0,6193 0,6191	0,6192 0,6189 0,6190	0,540 0,440 0,380	0,490 0,430 0,840
TITANIODC		0,6368 0,6368 0,6369	0,6371 0,6373 0,6370	0,800 0,440 0,450	0,490 0,420 0,480
TITANIODC		0,5910 0,5911 0,5911	0,5910 0,5911 0,5912	0,480 0,450 0,800	0,370 0,920 0,550
BSAFE H2O		0,6017 0,6018 0,6017	0,6019 0,6018 0,6017	0,590 0,680 0,520	0,790 0,730 0,450
BSAFE H2O		0,6150 0,6150 0,6149	0,6149 0,6150 0,6149	0,560 0,510 0,550	0,620 0,720 0,860
BSAFE DE		0,5910 0,5909 0,5911	0,5909 0,5910 0,5910	0,500 0,920 0,600	0,640 0,820 0,650
BSAFE DE		0,6078 0,6077 0,6078	0,6080 0,6081 0,6080	0,680 0,750 0,780	0,930 0,810 0,460
BSAFE DC		0,6013 0,6013 0,6012	0,6016 0,6019 0,6018	0,420 0,860 0,700	1,240 0,730 0,840
BSAFE DC		0,6015 0,6016 0,6014	0,6014 0,6017 0,6016	0,670 0,880 0,500	0,990 1,150 1,130

ANEXO

Nayana Carvalho A. P. Flamini

B-SAFE[®]

NANOTECNOLOGIA DABIATLANTE

A importância da biossegurança nos consultórios odontológicos

Em toda atividade odontológica, tão importante quanto o aprimoramento técnico e científico é a conscientização dos riscos de contaminação durante o atendimento odontológico. A cada dia, pesquisas vêm demonstrando que, em todos os instrumentos odontológicos, dos mais simples aos mais sofisticados, esconde-se um universo de microrganismos patogênicos (BUHTZ, 1995; FERREIRA, 1995).

O consultório odontológico é um ambiente altamente contaminado seja por bactérias vindas da boca do paciente, pelas mãos dos cirurgiões dentistas e assistentes, por gotículas eliminadas durante os procedimentos, pelo aerossol contaminante ou pelos instrumentos e equipamentos contaminados. É uma atividade que expõe os pacientes, a equipe, o próprio cirurgião dentista e indiretamente seus familiares às mais diversas doenças infecciosas.

Segundo as estatísticas da Organização Mundial de Saúde, 1/4 dos pacientes que vão aos consultórios levam consigo inúmeras doenças que podem ser transmitidas aos outros pacientes ou ao dentista e sua equipe. Isso faz com que os profissionais de odontologia ocupem o 3º lugar entre os profissionais infectados¹. Dentre as doenças encontramos

a catapora, conjuntivite herpética, herpes simples, herpes zoster, mononucleose infecciosa, sarampo, rubéola, pneumonia, papilomavírus humano, HIV, tuberculose, além das hepatites tipo C e B, as quais os dentistas são respectivamente 13 e 6 vezes mais suscetíveis de contrair.

Seja para evitar a contaminação do profissional ou a contaminação do paciente, a biossegurança nos consultórios odontológicos é mais valorizada a cada dia. Biossegurança "é o conjunto de ações voltadas para a prevenção, minimização ou eliminação de riscos inerentes às atividades de pesquisa, produção, ensino, desenvolvimento, tecnologia e prestação de serviço visando à saúde do homem, dos animais, a preservação do meio ambiente e a qualidade dos resultados" [CTbio / FIOCRUZ], e Biossegurança Odontológica, mais precisamente, é o conjunto de medidas criadas para evitar a contaminação no ambiente odontológico.

Segundo a Dra Lusiane Camilo Borges, 70% das doenças adquiridas pela equipe odontológica são advindas da boca do paciente e normalmente pelas vias aéreas por meio da dispersão do aerossol. A maioria dos dentistas desconhece que, para se infectar ou transmitir infecção para alguém, não é preciso necessariamente o contato sangue-sangue. A inspiração do ar contaminado (aerossol) ou o contato saliva-sangue faz com que ocorra a propagação da contaminação. Na clínica odontológica, a infecção cruzada, que é a transmissão de microorganismos de pessoa a pessoa (paciente-profissional, paciente-paciente e profissional-profissional) através de contaminação aérea, de objetos ou instrumentos contaminados é dada através de 3 veículos (sangue, saliva e instrumental contaminado) e 2 vias de contaminação: Inalação (spray de aerossol das turbinas) e Inoculação (pérfuro-cortantes).

Há anos existem recomendações para a melhoria da biossegurança nos consultórios, mas parte dos profissionais ainda se mostra resistente à adoção de medidas de controle de infecção. Depois do

aparecimento da AIDS, no início da década de 80, as comunidades de saúde foram alertadas para o real perigo da transmissão ocupacional de doenças infecciosas, iniciando-se um forte movimento para adoção de um programa para controle de infecção cruzada nos serviços de saúde, visando reduzir os riscos tanto para profissionais quanto para pacientes (RUNNELLS, 1988).

Passou-se a dar a devida atenção a esse assunto de extrema importância, inclusive os próprios pacientes que começaram a ter consciência do real perigo de uma visita a um dentista que não cumpre as normas de segurança.

A contaminação cruzada ocorre de maneira simples, basta observar os movimentos de um cirurgião dentista durante um procedimento. O profissional pode ter se preocupado com a esterilização e disposição dos instrumentos, lavado as mãos corretamente e colocado as luvas. Porém, um simples reposicionamento do equipo ou do refletor sem barreira ou um material retirado da gaveta, ou a uso de materiais que não sofrem autoclavagem, já é suficiente para a contaminação dessas partes. Além disso, o aerossol é capaz de contaminar todas as superfícies expostas na sala.

No caso do paciente ser portador de uma doença infecciosa, todo o consultório, bem como a equipe, torna-se contaminados pela microbiota normal do paciente e também pelo agente etiológico da doença que o acomete. Os pacientes podem albergar agentes etiológicos de determinada doença, mesmo sem apresentar os sintomas clínicos ou mesmo sem desenvolver a doença em questão. Uma cadeia potencial de infecção cruzada, de um paciente para outro foi estabelecida, através da contaminação de instrumentos e do pessoal odontológico, pelos microrganismos procedentes do primeiro paciente. Assim, antes do atendimento ao novo paciente, medidas efetivas devem ser tomadas para impedir a cadeia de infecção cruzada. (JORGE, 1998).

Dessa forma, todos os equipamentos tocados pelo cirurgião dentista e sua equipe estarão contaminados. Preconiza-se fazer uma desinfecção das superfícies com álcool 70% (ou 70% GL), compostos sintéticos do iodo, solução alcoólica de clorexidina (2 a 5% em álcool a 70%), compostos fenólicos ou hipoclorito ou sódio (0,5%) de acordo com o material da superfície.

Desinfecção é a destruição dos microrganismos patogênicos, sem que haja, necessariamente a destruição de todos os microrganismos. Este termo é empregado para objetos inanimados. Na prática, o que se obtém é a diminuição do número de microrganismos em dado local ou matéria (JORGE, 1998).

¹ <http://www.selobiologica.com.br/materia-11.htm>

Contudo, o tempo de sobrevivência dos microorganismos depende de suas características e das condições ambientais, sendo que os esporos são relativamente resistentes. Na maior parte das vezes, os microorganismos têm driblado as medidas de segurança adotadas na atualidade, colocando em risco profissionais e pacientes. Por outro lado, a falta de cuidado de alguns cirurgiões-dentistas em relação à biossegurança tem propiciado a intensificação do ciclo de infecções cruzadas. A aparência de um consultório limpo, bem decorado, em cores brancas ou neutras, nem sempre significa que ele esteja devidamente desinfetado e os equipamentos esterilizados (FERREIRA, 1995).

Ferrari (2001) esclarece que o princípio de biossegurança é uma questão de consciência profissional. Os procedimentos devem ser executados como um ritual, independentemente de quem seja o paciente, já que não seria ético nem suficiente submeter os pacientes a exames laboratoriais.

Para auxiliar os profissionais na difícil tarefa de deter as infecções dentro do consultório odontológico e impedir que o mesmo venha a descobrir mais tarde que colocou sua vida, dos pacientes, de sua equipe e até mesmo de seus familiares em risco, a Dabi Atlante lança as linhas de consultório, de profi e de peças de mão com B-SAFE®, a nanotecnologia bactericida para equipamentos odontológicos.

para clientes e material de treinamento para a rede de vendas.

Através desses e outros estudos a Dabi pôde desenvolver produtos voltados para a biossegurança no consultório odontológico. Em, 1977 a Dabi lançou a Bomba Vácuo Ciclone que pela retirada da névoa, proporciona um campo de trabalho mais limpo em cirurgias. Na década seguinte, foi a vez do compressor à seco, cujo o principal benefício é evitar a contaminação das linhas de ar, e o Sistema Flush que descontamina as linhas de água das peças de mão. Em 2000, foram as cadeiras com articulação única que resultavam, além de uma maior aproximação ao campo operatório, uma maior facilidade de limpeza e assepsia.

Agora a Dabi entra em uma nova era de conceitos para a Biossegurança, uma era que chega ao nível da nanotecnologia e que se tornará, em algum tempo, requisito básico para a odontologia.

Dabi e a Biossegurança

Assim como está para vanguarda dos equipamentos odontológicos no Brasil, a Dabi também está para a Biossegurança, demonstrando interesse e preocupação em incluir seus conceitos, como os sistemas B.E.D.A e INERCO, em materiais informativos

A Nanotecnologia

Flávia Zancheta

Entre os gregos e a nossa época, muito se aprendeu sobre o universo. Sabemos, hoje, que o mundo que nos é familiar é formado por átomos, não exatamente aqueles imaginados inicialmente, mas que com eles compartilham o papel de "tijolos" fundamentais. Aprendemos que, ao contrário do que diz seu nome, eles são, de fato, divisíveis. E mesmo com tudo isso, sabemos ainda que esses átomos podem não ser o fim da história, pois podem haver no universo partículas ou alguma forma de energia ainda não descobertas.

Tudo isto é parte do mundo fascinante da pesquisa científica – onde cada pergunta respondida leva a novas perguntas.

Instrumentos como o microscópio de tunelamento e outros estendem nossa "visão" até tamanhos na faixa de bilionésimo de metro. Um bilionésimo de metro chama-se "nanômetro", da mesma forma que um milésimo de metro chama-se "milímetro".

"Nano" é um prefixo que vem do grego antigo e significa "anão". Um bilionésimo de metro é muito pequeno. Imagine uma praia começando em Salvador, na Bahia, e indo até Natal, no Rio Grande do Norte. Pegue um grão de areia nesta praia. Pois bem, as dimensões desse grão de areia estão para o comprimento desta praia, como o nanômetro está para o metro.

Em 1959, em uma palestra no Instituto de Tecnologia da Califórnia, o físico Richard Feynman sugeriu que, em um futuro não muito distante, os engenheiros poderiam pegar átomos e colocá-los onde bem entendessem, desde que, é claro, não fossem violadas as leis da natureza. Esta palestra, intitulada "Há muito espaço lá embaixo" é, hoje, tomada como o ponto inicial da nanotecnologia.

Da mesma maneira que a humanidade aprendeu a manipular o barro para dele fazer tijolos e com esses construir casas, seria possível, segundo ele, manipular diretamente os átomos e a partir deles construir novos materiais que não ocorrem naturalmente. Um sonho? Talvez, há muitos anos atrás. Mas, como o próprio Feynman dizia em sua conferência, nada, nesse sonho, viola as leis da natureza e, portanto, é apenas uma questão de conhecimento e tecnologia para torná-lo realidade. Hoje, qualquer toca-disco de CD's é uma prova da verdade do que Feynman

dizia. Os materiais empregados na construção dos lasers desses toca-discos não ocorrem naturalmente, mas são fabricados pelo homem, camada atômica sobre camada atômica.

A nanotecnologia é extremamente importante para o Brasil, por que a indústria brasileira terá de competir

internacionalmente com novos produtos para que a economia do país se recupere e retome o crescimento econômico. Esta competição somente será bem sucedida com produtos e processos inovadores, que se comparem aos melhores que a indústria internacional oferece. Isto significa que o conteúdo tecnológico dos produtos ofertados pela indústria brasileira terá de crescer substancialmente nos próximos anos e que a força de trabalho do país terá de receber um nível de educação em ciência e Tecnologia muito mais elevado do que o de hoje.

Aplicações da nanotecnologia em desenvolvimento :

- *Aplicações Médicas: diagnósticos precoces, cosméticos inteligentes, bioactividade de medicamentos, entre outros.*
- *Tecnologia da Informação: armazenamento de dados com densidade de gravação muito elevada, visores plásticos flexíveis, computação quântica.*
- *Produção e Armazenamento de Energia: novos combustíveis, células fotosensíveis para iluminação mais eficiente.*
- *Aplicações em Materiais: Superfícies podem ser modificadas para se tornarem a prova de riscos, impermeáveis, limpas ou estéreis.*
- *Alimentos, água e meio ambiente: a nanotecnologia pode auxiliar a identificar origem de alimentos, presença de pesticidas ou microorganismos além poder reparar danos ambientais e despoluir solo e água.*
- *Segurança: Sistemas de detecção, proteção de propriedades, técnicas criptográficas para comunicação de dados.*

B-Safe.®
Nanotecnologia Dabi Atlante

A Dabi Atlante dá um novo passo rumo a biossegurança odontológica e lança B-Safe®, um produto moderno e inteligente, desenvolvido a partir do uso da nanotecnologia, que age como bactericida e fungicida conferindo uma maior proteção antimicrobiana aos equipamentos Dabi Atlante.

Com o objetivo de tornar os equipamentos e peças

mais higiênicos e seguros, essa nova tecnologia ataca os micróbios (germes, bactérias e outros microorganismos) que entram em contato com sua superfície, inibindo o seu crescimento, evitando os processos de mutação.

O uso isolado de desinfetantes, como álcool 70%, na limpeza das partes não esterilizáveis dos equipamentos sem B-Safe®, não atinge o nível de ação antimicrobiana que é atingido quando integrado com a nova nanotecnologia.

B-Safe® é o grande aliado do cirurgião dentista na luta contra as infecções cruzadas, melhorando o pós-operatório e evitando um possível retrabalho devido a complicações causadas por infecções.

Apresenta a tecnologia nanométrica de prata coloidal tendo sua ação natural e específica contra os germes.

A Dabi optou por aplicar o B-Safe® durante o processo de fabricação de todos os produtos das linhas de consultório, peças de mão e profilaxia e não apenas como um opcional, garantindo assim uma democratização das suas vantagens para todos os cirurgiões-dentistas e pacientes em atendimento com os novos equipamentos Dabi.

Os produtos já sairão da fábrica de Ribeirão Preto com a nova tecnologia aplicada, o que em nada altera a aparência, o odor, a textura ou qualquer outra característica do equipamento e **garante 100% de biossegurança quando aliado ao protocolo de limpeza, desinfecção e conduta profissional.**

É a Dabi estimulando a consciência da importância da biossegurança no mercado odontológico e empurrando-o para patamares mais rigorosos

funções vitais reduzem as possibilidades de crescimento de bactérias, fungos e diversos microorganismos e sua relativa colonização. A inibição do crescimento dos microorganismos é chamada de efeito bacteriostático.

Vantagens B-Safe®

- Torna o consultório odontológico mais higiênico, devido a sua potente ação biocida que contribui para a saúde preventiva, o bem-estar e o exercício da profissão com segurança para o profissional, sua equipe e principalmente, o paciente.
- Melhora o pós-operatório, tornando-o menos dolorido e desconfortável para o paciente.
- 100% de biossegurança quando aliado ao protocolo de limpeza e conduta do profissional e sua equipe.
- Evita a formação de biofilme nas mangueiras e reservatórios de líquido.
- Previne a formação de bolores e odores desagradáveis.
- Usa compostos de alta tecnologia e total segurança biológica como princípios ativos, agindo somente nos microorganismos para eliminá-los e não causa prejuízos à saúde dos seus usuários. Seu efeito reduz o potencial de desenvolvimento da resistência microbiana comumente encontrada em muitos dos tradicionais desinfetantes.
- Não possui odor nem é corrosivo.
- Possui efeito contínuo e duradouro.

Ação da Prata

Uma das grandes vantagens da prata é que, ao contrário de outras substâncias, os microrganismos raramente criam resistências a este elemento químico, podendo assim continuar a ser utilizada, mesmo em condições climáticas favoráveis ao seu crescimento, como por exemplo, em climas muito úmidos. Foi provado que a prata é eficaz contra centenas de condições infecciosas. Essa eficácia se deve aos íons prata que atuam apenas em micróbios e interferem no crescimento das células de três formas: nas funções de transporte da parede celular (respiração), na divisão celular (reprodução) e no processo de geração de energia (metabolismo). As inibições dessas três

Um grande aliado contra o biofilme

Segundo o Dr Sergio Lima, quando microrganismos em suspensão no meio aquoso tornam-se aderidos a uma superfície disponível, eles se multiplicam formando micro-colônias. À medida que as micro-colônias e as matrizes polisacarídes vizinhas se agrupam, elas se juntam às colônias circundantes, formando um filme, que se tornou conhecido como biofilme. O mecanismo é o mesmo da formação da placa bacteriana, ou biofilme na superfície do dente.

Com B-Safe®, o Biofilme tão encontrado nas mangueiras e reservatórios de líquido dos consultórios odontológicos não mais se formará, garantindo a biossegurança total nas superfícies dessas peças.

Produtos e Partes com B-Safe®

Para atingir a máxima eficiência, o B-Safe foi aplicado nas partes mais críticas e que entram em contato direto com os pacientes, na figura ilustrativa abaixo, as partes com B-Safe foram pintadas de azul:

Partes com B-Safe®: Cadeira (estofamento), Equipos (Engates de Baixa e Alta Rotação, Seringa, Capas do Ultrassom e Jato de Bicarbonato, Berços de Silicone e Puxadores). Unidade (Sugadores, Painel de Controle, Apoio de pontas, Bacia da Cuspideira e Reservatório), Relfetores (Puxadores) e todas as mangueiras do consultório.

B-Safe® também pode ser encontrado na linha Profi (capas do ultrassom e Jato de Bicarbonato, Reservatório de líquido e mangueiras) e de Peças de Mão (alta e baixa rotação e contra ângulos ROC).

Testes com B-Safe®

As propriedades antimicrobianas da proteção B-Safe foram conseguidas após extensas pesquisas feitas por avançados centros de estudos ligados às universidades.

O produto apresentou excelentes resultados de ação antimicrobiana segundo normas Norte Americanas* e testes conduzidos em laboratórios brasileiros, eliminando 99,99% das bactérias.

A eficiência do B-Safe® é comprovada pela norma internacionalmente reconhecida para avaliar a atividade biocida JIS Z 2801, por ensaios toxicológicos e por testes realizados em consultórios odontológicos.

Nas figuras abaixo é possível visualizar a eficiência do produto

Ação imediata e efeito antimicrobiano duradouro.

Nos testes em consultórios feitos pelo implantodontista Dr Sergio Lima e a Profa. Dra Izabel Yoko Ito do Departamento de Análises Clínicas, Toxicológicas e Bromatológicas da USP de Ribeirão Preto concluiu-se que:

- O efeito bactericida do B-Safe® é de 100%
- Por ser um bactericida de contato, as peças devem ser limpas com álcool 70%, e recobertas, entre os pacientes, para que não haja contaminações secundárias de partículas orgânicas que impeçam o contato entre a bactéria e a peça com B-Safe®.
- As peças não desinfetadas, e sem tratamento com B-Safe®, o número de bactérias encontradas é incontável.

BIOLÓGICA, As doenças impensáveis no consultório dentário. Disponível em <<http://www.selobiologica.com.br/materia-11.htm>>

BIOLÓGICA, Biossegurança é o diferencial. Disponível em: <<http://www.selobiologica.com.br/protocolo.asp>>

DENTAL PRESS, Nanotecnologia é aplicada em produtos do dia a dia. Disponível em: <<http://www.dentalpress.com.br/v5/noticias.php?id=1867&CAT=noticias>>

GLOBO.COM, Nanotecnologia transforma vidas sem que se perceba. Disponível em: <<http://g1.globo.com/bomdiabrasil/0,,MUL1287925-16020,00-NANOTECNOLOGIA+TRANSFORMA+VIDAS+SEM+QUE+SE+PERCEBA.html>> Acesso em 1 de setembro de 2009

GLOBO.COM, Tecnologia promete melhorar dia-a-dia. Disponível em: <<http://g1.globo.com/bomdiabrasil/0,,MUL806365-16020,00-TECNOLOGIA+PROMETE+MELHORAR+DIAADIA.html>> Acesso em 26 de agosto de 2009-12-18

JORGE, A. O. C., Princípio de Biossegurança em Odontologia. Disponível em: <<http://www.higieneocupacional.com.br/download/biosseg-odonto.pdf>>

MANUAL DE BIOSSEGURANÇA EM ODONTOLOGIA, Disponível em <<http://www.odontobio.kit.net/manual.htm>>

ODONTOLÓGICA, Biossegurança Odontológica. Disponível em: <<http://odontologika.uol.com.br/biosseguranca.htm>>

PINTO, K.L.M.; PAULA, C. R., Biosecurity Protocol at Dental Office: Time and Cost, 2004. Disponível em: <www.unitau.br/scripts/prppg/biocien/.../protocolobio-N4-2003.pdf>

*U.S. PHARMACOPEIA/ NATIONAL FORMULARY - USP 30/NF 25, 2007

BERGEY'S MANUAL OF SYSTEMATIC BACTERIOLOGY. Vols. 1,2,3 e 4. Williams & Wilkins, 1984. Os ensaios de eficácia antimicrobiana foram realizados em laboratórios certificados da rede REBLAS/ANVISA.

DABI ATLANTE

Av. Pres. Castelo Branco, 2525
14095-000 - Ribeirão Preto - SP
CEP: 14095-(16) 3512-1212
www.dabi.com.br