

CAMILA BERBEL SELOTO

**Avaliação da eficácia de um gel  
de vedação no selamento da  
interface pilar/implante e na  
manutenção da pré-carga dos  
parafusos de retenção**



Araçatuba – São Paulo

2017

CAMILA BERBEL SELOTO

# **Avaliação da eficácia de um gel de vedação no selamento da interface pilar/implante e na manutenção da pré-carga dos parafusos de retenção**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba – UNESP, para a obtenção do Título de “Mestre em Odontologia” – Área de Concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

Araçatuba – São Paulo

2017

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

S468a Seloto, Camila Berbel.  
Avaliação da eficácia de um gel de vedação no selamento da interface pilar/implante e na manutenção da pré-carga dos parafusos de retenção / Camila Berbel Seloto. – Araçatuba, 2017  
114 f. : il. ; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba

Orientador: Prof. Wirley Gonçalves Assunção

1. Implantes dentários 2. Retenção da prótese 3. Torque  
I. Título

Black D3  
CDD 617.69



## Dedicatória

## *Aos meus pais, Rosilene e Edson*

Dedico esse trabalho a vocês meus pais com todo meu amor e gratidão, por tudo que fizeram por mim ao longo de minha vida. Desejo poder ter sido merecedor do esforço dedicado por vocês em todos os aspectos, especialmente quanto a minha formação.

Amo vocês.

## *A minha irmã, Bruna*

Pelo companheirismo e carinho. Muito obrigada pelas palavras firmes que sempre tem ao me aconselhar. Te amo.



## *Agradecimientos*

## *Agradecimentos*

Ao meu orientador, **Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção** agradeço por me orientar na minha iniciação científica e no meu mestrado. Obrigada pela oportunidade que o senhor me deu de acompanhá-lo durante dois anos na graduação, foram momentos que me trouxeram aprendizados e satisfação de estar com os alunos. Agradeço também o esforço do senhor ao conseguir as doações deste trabalho, sem elas o trabalho se tornaria inviável.

Ao **Prof. Adj. Paulo Henrique dos Santos** pela atenção e pelas contribuições realizadas a esse trabalho. Admiro-te professor pelo carinho que tem pelos alunos.

Ao **Prof. Adj. Alberto Carlos Botazzo Delbem** por gentilmente me ceder o espaço em seu laboratório.

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba**- Unesp, na pessoa do Ilustríssimo Diretor Professor Wilson Roberto Poi, por toda infra-estrutura oferecida. Contemplando meu oitavo ano nesta instituição agradeço pela oportunidade de realização do curso de Graduação e Mestrado.

Ao **Departamento de Prótese Dentária** da faculdade de odontologia de Araçatuba – Unesp, por permitir a utilização das instalações do departamento para o desenvolvimento do meu trabalho.

À **Coordenadoria do Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, pela dedicação ao curso buscando sempre sua melhoria. Sou muito grato por carregar em minha formação o nome desta Universidade.

Aos meus orientadores das clínicas de Prótese Dentária e Materiais Dentários durante a Graduação **Profa. Aj. Maria Cristina Rosifini Alves Rezende, Prof. Adj. Paulo Henrique dos Santos, Prof. Adj. Eduardo Passos Rocha, Prof. Ass. Paulo Renato Junqueira Zuim, Profa. Adj. Daniela Micheline dos Santos, Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção** pelo incentivo clínico por me despertarem o gosto pela prótese.

Ao **Pedro Henrique Ferreira**, pela colaboração na realização da análise em Micro-CT.

A **Fernanda, Sandro, Úrsula, Ana Teresa** por tornarem os dias na pós-graduação mais alegres.

A **Hiskell**, amiga de convivência durante a graduação e grande companheira para qualquer hora, muito obrigada.

A **Tamires Matos**, minha amiga querida te admiro pela alegria que você trás dentro de si e espalha por todo o ambiente. Fico contente de você ter feito parte do meu mestrado e agora como minha dupla!!! Muito obrigada!

A **Brunamélia** por todo o carinho dela por mim, por me ajudar e incentivar a todo o momento. Tenho extrema admiração por você e por toda sua garra. Saudades.



A **Cecília**, Ce admiro o tanto que você é dedicada e apaixonada pela pós graduação. Você foi muito importante durante o meu mestrado, sempre me ajudando como podia. Muito obrigada!

A **Carolina Danieletto** pela amizade e companheirismo. Por ser esta menina com cara de “delicadinha” mais no fundo uma guerreira. Pessoa que admiro muito pela dedicação, determinação e inteligência. Sou sua fã! Muito obrigada por me ajudar em todos os momentos, já te falei isso, o que seria de mim sem você na pós. Vou sentir sua falta. Te amo amiga!

A **Fernanda Isaura**, pela adorável convivência durante esses 2 anos dividindo apartamento. Muito obrigada pela sincera amizade, conselhos, ajuda e por me fazer sorrir diariamente com as suas loucuras. Te amo “Ferzoca”.

Ao **Henrico Strazzi** meu companheiro de mestrado e graduação minha dupla de sempre e para sempre. Durante estes 7 anos de convívio te tenho como mais que um amigo, tenho você meu querido com meu irmão. Obrigada por todos os momentos que você me reergueu, por sempre me ajudar quando precisei, pelos longos conselhos para seguir em frente nesta jornada, por me acalmar quando mais precisei. Torço muito por você. Te amo.

Ao meu namorado **Akhenaten Filipe**, meu melhor amigo e companheiro. Obrigada pela compreensão, amor e solidariedade inefável. Por sempre tentar me mostrar o lado bom da vida, me acalmando e me fazendo refletir sobre tudo. E por contribuir neste trabalho, corrigindo meus erros de gramática. Amo-te! Aos seus familiares **Layla**,

**Marilda, José Cabrerizo e Sr Caetano** que sempre me apoiaram e me incentivaram em todas as horas, que me acolheram de braços abertos. Vocês viraram minha segunda família, e sou muito grata por me deixar fazer parte da vida de vocês. Amo todos.

A minha **Prima Isabela Berbel, meus Tios e Primos** que desde sempre estiveram presentes na minha formação. Obrigada por tudo.

As funcionárias da secção de pós-graduação **Valéria, Cristiane e Lilian** que sempre foram muito pacientes e prestativas.

Aos atuais funcionários do Departamento de Prótese Dentária **Magda, Carlão, Ricardinho e Jander** muito obrigada pela atenção e respeito comigo durante minha estadia neste departamento.

Aos **funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP** pela disponibilidade e carinho todas as vezes que recorri a vocês. Em especial a **Denise, Cláudia e Luís**.

À **DSP Biomedical**, empresa que tornou possível a realização deste trabalho, através da parceria e doação de todos os implantes e componentes protéticos utilizados.

A **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP** pelo apoio no mestrado através do auxílio pesquisa concedido (Processo n° 2015/11617-4).

À **Coordenação de aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES**, pela bolsa de mestrado concedida no período março a setembro de 2015.

Seloto CB. **Avaliação da eficácia de um gel de vedação no selamento da interface pilar/implante e na manutenção da pré-carga dos parafusos de retenção.** 2017.114f. [Dissertação] - Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; Araçatuba.

## RESUMO

Esse estudo avaliou a eficácia de um material de vedação na manutenção da pré-carga em parafusos de retenção bem como o desajuste pilar/implante e microinfiltração após ciclagem mecânica. Foram formados seis grupos (n=12) sendo, um grupo teste (T) e um grupo controle (C) para cada tipo de conexão pilar/implante (conexão hexagonal externa (HE) e pilares UCLA; conexão cone Morse (CM) e pilares UCLA; e conexão CM e pilares *flexcone* (FC)). Nos grupos testes (HET, CMT e FCT) foi aplicado um agente de vedação no parafuso de retenção, enquanto os grupos controle (HEC, CMC e FCC) foram mantidos da forma convencional. Todos os implantes foram embutidos em poliuretano e foram introduzido 0,7µl de Azul de Toluidina (AT) na porção mais profunda de cada um deles. Em seguida, os pilares foram posicionados sobre os implantes e parafusados com o torque recomendado pelo fabricante com auxílio de chave específica e um torquímetro digital. Formados os corpos-de-prova, estes foram submetidos à ciclagem mecânica ( $1 \times 10^6$  ciclos), com frequência de 2Hz e carregamento oblíquo de 130N. As avaliações dos desajustes foram realizadas em um estereomicroscópio antes e após a ciclagem mecânica. Para verificar a capacidade de vedação do agente após a ciclagem mecânica foi desenvolvida uma curva padrão, na qual determinou-se a diluição de azul de toluidina (AT). Em seguida, os dados foram analisados em espectrofotômetro para a formação da curva padrão. Na sequência, os corpos-de-prova foram colocadas individualmente em frascos contendo 400 µl de água destilada. A análise de espectrofotometria foi realizada em 8 diferentes tempos (1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 e 144 horas). Por fim, foram realizadas as mensurações dos valores de destorque final (pós-ciclagem). Os dados das análises de desajuste, destorque e liberação de corante (capacidade de vedação) foram submetidos a testes estatísticos de normalidade e analisado por meio da ANOVA e teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ). A ANOVA demonstrou que para a manutenção da pré-carga (destorque) todos os grupos testes apresentaram valores estatisticamente maiores ( $p<0,05$ ) que nos grupos controles. Ao se

comparar os tipos de conexões pôde-se observar a superioridade da conexão *flexcone* (implante CM e pilar *flexcone*) frente às demais em relação à manutenção da pré-carga ( $p < 0,05$ ). Na análise desajuste antes e após a ciclagem mecânica, o grupo HET apresentou diminuição dos valores pós-ciclagem ( $p < 0,05$ ). Na avaliação da capacidade de vedação pôde-se observar que em todos os grupos avaliados e em todos os períodos houve liberação de AT ( $p < 0,05$ ). Conclui-se que os grupos testes apresentaram resultados superiores para as análises de destorque e desajuste, o que poderia conduzir a um futuro protocolo de utilização do vedante avaliado na interface pilar/implante. Na avaliação da capacidade de vedação tanto os grupos controles como os testes não se mostraram eficientes.

Palavras chave: Implantes dentários. Retenção da prótese. Torque. Interface. Conexão. Junção parafusada.

Seloto CB. **Evaluation of the effectiveness of a sealing gel in the sealing of the abutment / implant interface and in the maintenance of the preload of the retaining screws.** 2017.114 f. [dissertation]. Araçatuba: UNESP - São Paulo State University; 2017.

## **ABSTRACT**

This study evaluated the effectiveness of a sealing material in preload maintaining of retaining screws and the misfit on implant / abutment interface after mechanical cycling. It was formed six groups (n=12), being one test group (T) and other control group (C) for each type of abutment / implant connection (external hexagonal connection (EH) and UCLA abutments, Morse taper (MT) and UCLA abutments, and CM connection and *flexcone* (CF) abutments). In the test groups (EHT, MTT and CFT) a sealing agent was applied on the retention screw, whereas the control groups (EHC, MTC and CFC) were maintained in the conventional manner. All implants were embedded in polyurethane and into the deeper portion of each implant it was introduced 0.7 µl of Toluidine Blue (TB). After that, the abutments were screwed to the implants with the torque values recommended by the manufacturer with the aid of a specific wrench and a digital torque wrench. The specimens formed were submitted to mechanical cycling ( $1 \times 10^6$  cycles) with frequency of 2Hz and oblique loading of 130 N. The misfit evaluation were performed at a stereomicroscope before and after a mechanical cycling. In order to verify the gel sealing ability after the mechanical cycling a standard curve was performed to determine the blue toluidine (TB) dilution. Then the data obtained were analyzed in a spectrophotometer for a standard curve formation. Afterwards, the specimens were placed in vials containing 400µl of distilled water. The spectrophotometric analysis was performed at 8 different times (1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 and 144 hours). Finally, measurements of final destorque values (post-cycling) were performed. The misfit data, destorque and dye release (sealing ability) were obtained and submitted to normality statistical tests and then analyzed by ANOVA and Tukey tests ( $\alpha = 0.05$ ). The ANOVA test showed that for detorque evaluation, all the test groups presented values statistically higher ( $p < 0.05$ ) than the control groups. Comparing the types of connections, we could observe a superiority of the *flexcone* connection (MT implant and *flexcone* abutment) compared to the others in relation to preload maintenance ( $p < 0.05$ ). In the misfit analysis before

and after a mechanical cycling, the EHT group presented a decrease values at post-cycling ( $p < 0.05$ ). In the sealing ability evaluation it was observed that all groups in all periods showed TA release ( $p < 0.05$ ). It was concluded that the test groups showed superior results for detorque and misfit analysis, which could led to a future protocol for the use of the evaluated sealant at the abutment / implant interface. In the evaluation of the sealing capacity both the control and the test groups were not efficient.

Keywords: Dental implant. Retention of the prosthesis. Torque. Interface. Connection. Screwed Junction.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Grupo HE A) Implantes de conexão hexagonal externa (HE) B) Pilar do tipo UCLA hexagonal e parafuso de retenção. Fonte: <a href="http://dspbiomedical.com">http://dspbiomedical.com</a> .....	46
Figura 2: Grupo CM A) Implante de conexão cone Morse (CM) B) Pilar do tipo UCLA e parafusos de retenção. Fonte: <a href="http://dspbiomedical.com">http://dspbiomedical.com</a> .....	46
Figura 3: Grupo Flexcone A) Implante de conexão cone Morse (CM) B) Abutment flexcone (FC) C) Cilindros de titânio para o pilar Flexcone. Fonte: <a href="http://dspbiomedical.com">http://dspbiomedical.com</a> .....	46
Figura 4: Ilustração da sequência de embutimento dos implantes. A) Implante posicionado no dispositivo metálico desenvolvido para o embutimento com inclinação de 30°. B) Aplicação de vaselina. C) Poliuretano. D) Poliuretano sendo inserida no orifício.....	47
Figura 5: Randomização para determinar a sequência dos espécimes a serem submetidos às leituras.....	48
Figura 6: LOCTITE® 2400, vedante anaeróbico utilizado no parafuso de retenção.....	49
Figura 7: Print do gráfico resistência X tempo de cura presente no folheto técnico fornecido pelo fabricante referente ao agente utilizado (Loctite® 2400, agosto 2010).	50
Figura 8: Quadro com os valores de destorque em diferentes períodos em função do tipo de conexão e ciclagem (estudo piloto).....	51
Figura 9: À esquerda, vista frontal do equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação. Ao seu lado direito, close de um espécime com o dispositivo de simulação da coroa protética.....	52
Figura 10: Estereomicroscópio (SteREO Discovery.V20). .....	53
Figura 11: A) Matrizes de silicone confeccionadas para as leituras no esteriomicroscópio. B) Corpos-de-prova posicionados para a leitura. ....	54
Figura 12: Incrementos de 0,1µL a 0,7µL de azul de toluidina em 400 de água destilada.....	57



Figura 13: Curva de calibração determinada por meio de regressão linear pela colocação de incrementos de azul de toluidina (TB) de 0,1 $\mu$ L a 0,7 $\mu$ L em volume de água destilada. Eixo “x” representa a concentração e o eixo “y” é a variável representada pela absorvância.....	58
Figura 14: Implante desembutado com a interface pilar/implante submersa a água destilada.....	59
Figura 15: Figura A- Desinclusão dos implantes. Figura B- limpeza dos mesmos com o auxílio da escova de aço.....	60
Figura 16: Fórmula para transformar em porcentagem os valores de destorque.....	61
Figura 17: 17A e 17B Medição representativa dos valores de desadaptação do grupo HEC (A) grupo HET (B) antes e após a ciclagem mecânica.....	65
Figura 18: Imagem ilustrativa da conexão cone Morse obtida pelo escaneamento micro-CT.....	66
Figura 19: Reconstrução de imagem no programa Data Viewer (SkyScan). Cortes transversais da conexão cone Morse com pilar tipo UCLA e respectivo parafuso de retenção. A seta amarela demonstra o parafuso de retenção, o triangulo vermelho o pilar UCLA e seta branca o implante cone Morse.....	66
Figura 20: Reconstrução da imagem no programa Data Viewer (SkyScan). Corte sagital da conexão cone Morse com pilar tipo UCLA e respectivo parafuso de retenção. . A seta amarela demonstra o parafuso de retenção, o triangulo vermelho o pilar UCLA, seta branca o implante de conexão cone Morse e a circunferência demonstra o local da desadaptação implante/pilar.....	67
Figura 21: Reconstrução da imagem no programa Data Viewer (SkyScan). Vista frontal de corte longitudinal. A) Conexão cone Morse e pilar flexcone B) Conexão hexagonal externa com pilar UCLA e respectivo parafuso de retenção. A seta amarela demonstra o parafuso de retenção, o triangulo vermelho os pilares, seta branca os implantes e a circunferência demonstra o local da desadaptação implante/pilar.....	67

Figura 22: Reconstrução da imagem no programa Data Viewer (SkyScan). Vista frontal de corte longitudinal da conexão cone Morse com o pilar tipo UCLA e respectivo parafuso de retenção, com zoom na área de interesse. A seta amarela demonstra o parafuso de retenção, o triângulo vermelho o pilar UCLA, seta branca o implante de conexão cone Morse e a circunferência demonstra o local da desadaptação implante/pilar..... 68

Figura 23: Resultado do “Total volume of pore space” fornecido pelo aplicativo CTan®.  
..... 69

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Descrição dos grupos do estudo. ....	45
Tabela 2: Valores médios e desvios padrões de destorque em porcentagem do torque aplicado nos parafusos de retenção em função do tipo de conexão protética e uso de agente de vedação. ....	63
Tabela 3: Valores médios e desvios padrões ( $\mu\text{m}$ ) do desajuste vertical da interface pilar/implante em função da ciclagem mecânica e uso do agente de vedação.....	64
Tabela 4: Valores obtidos do FULL e do ROI através do programa CTAn@.....	68
Tabela 5: Valores médios e desvios padrões ( $\mu\text{L}$ ) dos volumes de azul de toluidina liberados em função do tipo de conexão protética (HE, CM, FC), período de análise (1, 3, 6, 24, 72, 96, 144 horas) e uso de agente de vedação (controle e teste). ....	71

## LISTA DE ABREVIATURAS

HE = Hexágono Externo

CM = Cone Morse

FC= Pilar *flexcone*

UCLA = *Universal Cast To Long Abutment*

AT= Azul de Toluídina

μL= Microlitro

n= Número

N = Newton

N.cm = Newton por centímetro

mL = Mililitro

h = Forma representativa de hora

mm = Milímetros

% = Símbolo matemático de porcentagem

μm = Micrômetro

°C = Grau Celsius

g= Unidade de medida de massa (Gramas)

T= Teste

C= Controle

Hz= Unidade de medida para frequência (Hertz)

º = Indicador ordinal

Min = Símbolo de minutos

MEV = Microscópio eletrônico de varredura

ISO = *International Organization for Standardization*

Micro-CT = Microtomografia computadorizada

kV= Medida de tensão elétrica (Quilovolt)

$\mu\text{A}$  = Unidade de medida elétrica (Microampere)

nm = Nanômetro

$\text{mm}^3$  = Unidade de volume ( Milímetro cúbico)

# SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	24
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	30
2.1 Ensaios de controle de torque e/ou ciclagem mecânica para avaliação da pré-carga de parafusos de retenção .....	30
2.2 Materiais utilizados na vedação da interface implante/pilar.....	35
2.3 Microinfiltração .....	38
<b>3. PROPOSIÇÃO</b> .....	43
<b>4. MATERIAIS E MÉTODO</b> .....	45
4.1 Formação dos grupos de estudo e obtenção dos corpos-de-prova .....	45
4.2 Randomização .....	48
4.3 Inserção do corante, aplicação do torque e do torque reverso nos corpos-de-prova .....	48
4.4 Ciclagem Mecânica .....	51
4.5 Mensuração do desajuste vertical pilar/implante das junções hexagonais externas – antes e depois da ciclagem mecânica.....	53
4.6 Avaliação pré-ciclagem mecânica do ajuste interno por meio de microtomografia computadorizada (micro-CT).....	55
4.6.1 Processamento e Análise do volume de desadaptação .....	55
4.7 Análise de microinfiltração – capacidade de vedação .....	57
4.7.1 Desenvolvimento do marcador.....	57
4.7.2 Análise em espectrofotometria .....	59
4.8 Reinclusão dos implantes e mensurações do destorque .....	61
4.9 Análise Estatística .....	61
<b>5. RESULTADOS</b> .....	63
5.1 Resultados de destorque .....	63
5.2 Resultados dos desajustes verticais .....	64
5.3 Micro-CT .....	65
5.4 Cálculo do volume da interface/implante.....	68
Resultados da microinfiltração – capacidade de vedação.....	69
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	73
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	84
REFERÊNCIAS .....	86



# Introdução

## 1. INTRODUÇÃO

A perda de elementos dentais atribui consequências indesejáveis para a saúde do complexo estomatognático, podendo gerar problemas como desequilíbrios funcionais, estéticos e de ordem psicossocial nestes indivíduos(1). A reabilitação oral vem restaurando a estabilidade oclusal e, por conseguinte, a promoção da harmonia facial na área protética graças ao advento da osseointegração(2), comunicando ainda em 1981 uma taxa de sucesso de 91% dos implantes no período de 15 anos para tratamento de mandíbulas edêntulas(1).

Mesmo com a alta taxa de sucesso relatada, o tratamento com implantes está sujeito à complicações, falhas e limitações(3), sobretudo em casos de próteses unitárias. Esses contratempos representam um aumento do tempo terapêutico, gera aumento nos honorários e causa incômodo para o paciente e constrangimento para o profissional(4). Dentre as falhas temos as de ordem funcional, estética(5), biológicas(6-8) e mecânicas(9-12). As falhas se originam tanto da sobrecarga no implante quanto da infecção bacteriana dos tecidos periimplantares(13, 14).

Os aspectos biomecânicos de um implante osseointegrado é fundamentalmente diferentes dos que ocorrem em um dente natural circundado por ligamento periodontal, o qual permite um grau de mobilidade axial e horizontal(11). Este fato leva a dificuldades e no caso das junções parafusadas as mais descritas são afrouxamento do parafuso de retenção e a sua fratura(10). Para a clínica diária, o achado mais recorrente é a perda de torque



do parafuso(12, 15) que ocorre mais em restaurações unitárias, porém, também em próteses sobre múltiplos implantes(16).

O objetivo principal de apertar um parafuso é gerar adequado embricamento entre as duas peças, de forma que permaneçam unidas e sejam capazes de prevenir e resistir à separação das partes constituintes quando expostas à vibração e à ação de repetidas cargas cíclicas externas, ou seja, conseguir estabilidade adequada na junção parafusada(2, 17, 18).

A força de aperto exercida sobre o parafuso é denominada torque(19). A pré-carga, nome dado para a tensão interna no parafuso do pilar protético gerada pós-torque específico de apertamento, constitui-se um determinante direto da força de selamento do sistema de união implante-pilar, e sua manutenção sob função é um fator mecânico indispensável à estabilidade de todo complexo(20). A pré-carga está intimamente relacionada ao torque aplicado, aos constituintes dos componentes, ao *design* do parafuso de retenção e ao coeficiente de atrito entre as superfícies principalmente em conexões Cone morse (21).

Quando duas partes ou estruturas são mantidas unidas por um parafuso, essa nova unidade passa a ser chamada de união ou junta parafusada(19). Para que desempenhem seu papel como um todo, de modo como foram planejadas, é preciso que permaneçam devidamente fixadas aos implantes pelos seus respectivos parafusos. Se a pré-carga reduz além de um nível crítico, a estabilidade da junção pode ser comprometida e entrar em colapso, permitindo que as forças externas causem deslizamento das roscas do parafuso e as vibrações sejam capazes de levar ao desrosqueamento da peça(18). De fato, quando é aplicada carga oclusal ao sistema, uma redução

na pré-carga pode ocorrer, resultando assim no afrouxamento do parafuso(9, 12).

Face ao exposto, é evidente a influência das cargas externas e cíclicas nas junções parafusadas, bem como o desenvolvimento de uma pré-carga adequada é vital para estabilidade no sistema implante/prótese, tanto no curto quanto no longo prazo(18).

Portanto, valores de torque de remoção próximos ou superiores aos valores de torque aplicados indicam um bom prognóstico para as conexões em questão(22). Outro aspecto importante e que pode influenciar os resultados tanto no aspecto mecânico quanto no biológico é a desadaptação ou desajuste entre prótese e implante, que leva a distribuição irregular das forças oclusais sobre os diferentes componentes do sistema podendo ocasionar o afrouxamento do parafuso ou fratura de componentes(15, 23). Conseqüentemente, a adaptação passiva é um requisito básico para o sucesso do tratamento(9, 23).

O espaço entre os componentes potencializa os micromovimentos entre mesmos, promovendo nesta interface um acúmulo microbiano(6), que pode trazer prejuízos biológicos que vão desde o desenvolvimento de mucosite e/ou periimplantite(24) até a perda da osseointegração(25). Portanto, assimetrias ou deficiências na adaptação da interface implante-pilar pode potencializar a falha do implante(14, 26, 27). O *microgap* é um espaço formado entre duas superfícies quando dois componentes são encaixados, sendo a provável origem da contaminação microbiana(28), pois permite a passagem de fluidos, bactérias e fungos, independentemente do sistema de implante utilizado(29-31), resultando em reabsorção óssea.

Segundo Mori(32) *et al.*,2014, em implantes de conexão hexágona externa a média do *microgap* é de 7.36  $\mu\text{m}$ , enquanto que para os de conexão Cone Morse essa média cai para 3,34  $\mu\text{m}$ (33). Levando em consideração a dimensão microbiana presente na flora bucal, onde a média varia entre 0,2 a 5  $\mu\text{m}$ (6), pode-se dizer que a microinfiltração nos sistemas implante/pilar são inevitáveis. Para se evitar a infiltração e colonização bacteriana dentro do implante alguns pesquisadores avaliaram a utilização de alguns agentes na interface pilar/implante, dentre eles vernizes a base de clorexidina(14, 34), anel de silicone(35), guta percha(24) e até agentes desinfetantes(36).

Cabe ressaltar que o pilar pode estar bem ajustado no momento da sua inserção, mas em função das cargas mastigatórias, forças laterais podem alterar esta junção aumentando o *microgap*, principalmente nos sistemas de hexágono externo(23). Deve-se, portanto, avaliar a carga mastigatória, a estabilidade do parafuso de fixação da prótese e o torque aplicado para um melhor ajuste pilar/implante(17, 37). *Microgaps* reduzidos e maiores valores de pré-carga podem evitar a perda da crista óssea e reduzir as taxas de falhas biomecânicas nos tratamentos com implantes(38).

Nesse sentido, surgiu a intenção de utilizar materiais de vedação na interface da junção parafusada a fim de aumentar a manutenção da pré-carga nos parafusos de retenção dessas uniões durante a função dos sistemas implantes/próteses, bem como minimizar ou mesmo impedir a penetração microbiana nessa região. Estes materiais, são utilizados com frequência na mecânica e são chamados de "trava química", são resinas com mono componentes, sem solventes. A polimerização se dá em temperatura ambiente e na ausência de oxigênio quando presas entre as peças. Esses materiais

absorvem as cargas externas pois preenchem os espaços entre as roscas, evitando que ocorram vibrações entre os componentes(39).

Em virtude das considerações anteriormente mencionadas, das constantes inovações no mercado odontológico e de elaboradas avaliações laboratoriais e clínicas de técnicas que envolvem parâmetros críticos que afetam a estabilidade das próteses sobre implantes antes da sua aceitação(36, 40), justificável é a necessidade de pesquisas relacionadas a materiais e técnicas que proporcionem o vedamento entre as partes constituintes das junções parafusadas, favorecendo tanto a manutenção da pré-carga dos parafusos de retenção quanto prevenindo ou até mesmo eliminando a colonização dessas estruturas por micro-organismos, contribuindo para maior previsibilidade das reabilitações implantossuportadas.



## *Revisão de Literatura*

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Ensaio de controle de torque e/ou ciclagem mecânica para avaliação da pré-carga de parafusos de retenção

**Binon PP (1996) (23)** realizou um estudo para avaliar o efeito do desajuste entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar na perda do parafuso para fixação de pilar durante a função mastigatória simulada. Para isso foram utilizados 50 implantes similares ao sistema Brånemark® (Nobel Biocare, Suécia), da marca comercial 3I® (Implant Support Systems, West Palm Beach, EUA) que receberam pilares do tipo UCLA® com diferentes diâmetros de hexágono, nos quais sofreram uma carga oblíqua de 133N. A desadaptação representada em graus de rotação variou entre 1,94 e 14,87. Os resultados demonstraram a existência de uma relação direta entre a desadaptação dos hexágonos e a perda do parafuso de fixação do pilar, sendo assim, quanto maior a desadaptação, maior a probabilidade de perda. A união mais segura foi encontrada quando a rotação do desajuste apresentou-se menor que 2°, situação onde a falha do parafuso só ocorreu após uma média de 6,7 milhões de ciclos, enquanto que em situações de desadaptação maior que 5°, a falha ocorreu após 1,1 e 2,5 milhões de ciclos.

**Em 2012, Assunção et al.(15)** avaliaram a manutenção do torque de inserção de diferentes parafusos de retenção em pilares UCLA utilizados para confeccionar coroas unitárias. As coroas foram adaptadas aos implantes osseointegráveis de hexágono externo por meio de diferentes parafusos de retenção (n=10): Grupo Ti – parafuso de retenção em liga de titânio, Grupo Au

– parafuso de retenção em liga de ouro (Pd/Au) com recobrimento de ouro 24 quilates, Grupo TiC – parafuso de retenção em liga de titânio com recobrimento de filme carbono tipo diamante e Grupo TiN – parafuso de retenção em liga de titânio com recobrimento de nitrito de titânio alumínio. Realizaram três mensurações do valor de destorque em cada parafuso de retenção após aplicação do torque de inserção e submeteram cada corpo-de-prova à ciclagem mecânica. Analisando a diferença de destorque inicial entre os grupos, os autores concluíram que houve diferença estatisticamente significativa somente entre os grupos Ti e TiN, TiC e TiN, não havendo diferença estatisticamente significativa entre as médias de destorque obtidas antes e após a ciclagem mecânica, exceto para o grupo Ti. Após a ciclagem mecânica, verificaram que todos os grupos apresentaram valores de destorque semelhantes, exceto para os grupos Au e TiC, uma vez que apresentaram maior tendência de manutenção do torque de inserção.

**Em 2013, Jorge et al.(17)** dividiu seu estudo em três grupos: implantes cone Morse com pilares cônicos (grupo MTC), implantes de hexágono externo com pilares cônicos (grupo EHC) e implantes hexágono externo com pilares UCLA (grupo EHU). Cada conjunto recebeu uma coroa metálica fundida em liga de cromo-cobalto ( $n = 10$ ). Os parafusos de retenção receberam o torque segundo o fabricante e após 3 minutos, foi mensurado o destorque inicial. As coroas foram reapertadas e submetidas ao teste de ciclagem mecânica sob carga oblíqua ( $30^\circ$ ) de  $130N \pm 10 N$  a 2Hz de frequência, totalizando  $1 \times 10^6$  ciclos. Depois da ciclagem mecânica, o destorque final foi aferido. O desajuste vertical foi observado antes e depois da ciclagem mecânica com o auxílio do estereomicroscópio. Todos os valores foram

inferiores ao torque de inserção, tanto antes como após a ciclagem mecânica. Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos antes da ciclagem mecânica. Após este processo, houve perda estatisticamente significativa de destorque para o grupo MTC em comparação com o grupo EHC. Ademais, foram verificados menores valores de desajuste verticais após a ciclagem mecânica em relação ao desajuste antes da ciclagem, não apresentando correlação significativa entre os valores de destorque e desajuste vertical.

**Vianna Cde A et al. (2013)**(12) avaliaram a estabilidade de diferentes parafusos de retenção submetidos a ciclagem mecânica. Para esta análise foram utilizadas coroas pré-fabricadas nas quais foram unidas aos implantes de hexágono externo a partir de diferentes parafusos de retenção (n = 10): Ti (parafusos de titânio -BRUNIHT, Biomet 3i); Au (parafusos de ouro-paládio com revestimento de ouro de 24 quilates - Gold-Tite, Biomet 3i); TiC (parafuso de liga de titânio - Ti-6Al-4V) com revestimento de carbono diamantado (Neotorque, Neodent); E TiN, Ti-6Al-4V parafuso com revestimento de alumínio-titânio-nitreto (Ti-Tite, Conexão). Foram obtidos três valores de torque de remoção inicial (RT) para cada corpo-de-prova, com auxílio de um torquímetro digital. Também foi mensurado os valores de torque de remoção final após a ciclagem mecânica ( $1 \times 10^6$  ciclos a 2Hz sob 130N). Foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre a RT inicial nos grupos Ti e TiN e entre TiC e TiN. Não se observou diferença estatisticamente significativa entre o torque de remoção médio obtida antes e após o ciclo mecânico, exceto para os parafusos de Ti. Todos os grupos exibiram manutenção de torque semelhante após a ciclagem mecânica.



**Gehrke e Pereira (2014)(33)** através da microscopia eletrônica de varredura (MEV) analisaram a interface intermediário/implante em sistema de implante cone Morse antes e depois da carga cíclica. Foram obtidos dos quatro corpos-de-prova, 16 imagens da interface antes e 16 imagens depois da ciclagem mecânica. As amostras foram submetidos a 345.600 ciclos em uma máquina de fadiga com carga de 80N e frequência de 4Hz. Obtiveram diferenças significativas entre as interfaces antes e depois da ciclagem. Antes da ciclagem mecânica, a interface implante/intermediário exibiu uma média de  $3,34 \pm 2,17 \mu\text{m}$ , enquanto que o tamanho médio após a ciclagem mecânica foi de  $1,35 \pm 0,64 \mu\text{m}$ .

**Lepesqueur LS et al. (2015)(10)** analisou o efeito da manutenção do torque após o ciclagem mecânica em diferentes tipos de parafusos de retenção. Foram utilizados sessenta implantes nos quais foram divididos em seis grupos de acordo com o tipo de conexão (hexágono externo e interno) e o tipo de parafuso de retenção (com ausência de revestimento, com revestimento similar ao diamondlike carbon e o de revestimento com diamondlike carbon). Os implantes foram inseridos em resina de poliuretano e coroas de níquel-cromo foram cimentadas nos implantes. As coroas apresentavam um furo para acesso ao parafuso. Os torques iniciais e os torques após a ciclagem mecânica foram tabulados. O maior valor de torque de remoção foi em parafusos não revestidos com conexões hexagonais externas. Não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos com e sem revestimento na manutenção do torque em conexões hexagonais internas.

**De Oliveira Silva TS et al. (2016)(18)** avaliaram em estudos *in vitro* a influência do hexágono indexado sobre o torque em diferentes pilares de

cone de Morse submetidos ao ciclo termomecânico. Para tanto, foram selecionados quarenta implantes de conexão cone Morse de 4,0 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento (Titamax CM Cortical, Intradent AG). Os implantes foram divididos em 4 grupos (n=10): pilar reto sem índice hexagonal interno (Abutment Universal CM, Intradent AG) (PRNI); pilar reto com índice (pilar Universal CM Exact; Intradent AG) (PRI); pilar angulado sem índice (30 ° Abutment Universal CM Intradent AG) (PANI) e pilar angulado com índice (30 ° Abutment Universal CM Exact Intradent AG) (PAI). Cada pilar recebeu um torque de inserção de 15N.cm e o torque de remoção foi registrado antes e depois da ciclagem termomecânica (10<sup>6</sup> ciclos, 2Hz, carga de 130N). Após a ciclagem, os grupos foram submetidos a testes de tração a 0,5 mm/min sob carga de 500N até o deslocamento do pilar. Deste estudo podemos concluir que a ciclagem mecânica aumentou a perda de torque em todos os diferentes parafusos de retenção. O tipo de pilar não influenciou significativamente o valor de torque de remoção, no entanto a presença do índice hexagonal reduziu significativamente a força necessária para desadaptar o pilar do implante.

**Em 2017 Moris IC et al.** analisaram desajustes de pilares com diâmetro reduzido para ambas as retenções de cimento e parafuso após carga cíclica. Quarenta conjuntos de titânio de abutment/implante cone Morse foram divididos em quatro grupos (n=10): abutment de 4.8mm e coroa parafusada; abutment de 4.8mm e coroa cimentada; abutment de 3.8mm e coroa parafusada e abutment de 3.8mm e coroa cimentada. Para a ciclagem foram confeccionadas coroas metalocerâmicas. As coroas foram cimentadas em pilares com cimento provisório, e as coroas parafusadas foram retidas em seus pilares com torque recomendado pelo fabricante (10 N.cm). O desajuste foi

mensurado utilizando estereomicroscópio antes e depois do carregamento cíclico (300.000 ciclos). Pode-se concluir que o carregamento cíclico reduziu o desajuste das coroas cimentadas, além das parafusadas com o diâmetro do abutment reduzido. Os pilares de diâmetro reduzido falharam mais do que os convencionais.

## 2.2 Materiais utilizados na vedação da interface implante/pilar

Em 1991, Besimo et al. (14) realizaram um estudo no qual utilizou um verniz a base de clorexidina com timol a fim de selar o *gap* existente na interface implante/pilar. Para tanto foram utilizados 30 conjuntos de implantes. No interior da câmara dos implantes foi inoculado *Staphylococcus Aureus* ZIB 6901 cultivados em Caldo (TSB). Para selar os *gaps* no processo de montagem foi utilizado o Verniz Cervitec (Ivoclar Vivadent, Schaan, Fürstentum, Liechtenstein) nas superfícies dos componentes. A liberação de *Staphylococcus Aureus* para os espécimes de teste totalmente submersos foi detectada em uma das cinco amostras encubadas durante quatro semanas. Quando as amostras de ensaio seladas foram parcialmente submersas (isto é, excluindo o orifício de parafuso da coroa) e encubadas durante 3 a 11 semanas, nenhuma das superfícies internas das 30 amostras apresentaram contaminação. Assim este trabalho demonstrou a importância clínica da vedação para se evitar a inflamação peri-implantar.

Rimondini et al. (2001) (35) avaliaram a contaminação orgânica e inorgânica do parafuso de retenção do pilar intermediário após 2 meses de carregamento oclusal. 17 implantes foram colocados em 7 pacientes com alto

padrão de higiene oral, sendo 8 selados com um anel de silicone e 9 ausentes de qualquer tipo de selamento. Após os 2 meses os parafusos foram removidos e a contaminação orgânica e inorgânica foi avaliada em microscopia eletrônica de varredura (MEV) com espectroscopia por energia dispersiva (EDS). A contaminação foi mais evidente no grupo sem selamento, onde 7 dos 9 implantes apresentaram contaminação, enquanto o grupo com o selamento, somente 2 dos 8 implantes foram contaminados internamente. Os autores concluíram que ambos os grupos apresentam contaminação, mas que o uso de um vedante parece apresentar resultados satisfatórios na redução da contaminação interna de implantes.

**Groenendijk E et al.** realizaram em 2004(34) um estudo duplo cego para a avaliação dos efeitos microbiológicos e clínicos da clorexidina 0,2% colocada no interior do foço dos implantes. Para tanto 12 pacientes tiveram 46 implantes instalados. A primeira fase do experimento constituiu na remoção de uma amostra microbiológica da parte interna do implante. Em seguida, aplicou-se no interior da câmara do implante a solução de clorexidina 0,2% em 23 dispositivos (grupo teste) e nos outros 23 foram aplicados uma solução salina (grupo controle), em seguida os *abutments* foram instalados. Os índices de placa e fluxo crevicular foram monitorados semanalmente. Após 6 semanas foi recolhida uma segunda amostra microbiológica da parte interna do dispositivo. Foram encontradas 87% de contaminação. O número de bactérias no grupo controle foi significativamente mais elevado em comparação ao grupo teste.

**Proff P et al. (2006)(24)** realizaram um estudo *in vitro* no qual avaliaram a capacidade da bactéria *Porphyromonas gingivalis* (DSM 20709), responsável pela indução da peri-implantite, em atravessar o *gap* existente

entre implante/*abutment*. Assim, doze implantes de titânio (Straumann, diâmetro: 3,3 mm, comprimento 5.5 mm) foram adaptados à pilares com torque de 20 N.cm. Seis corpos- de-provas foram selados com guta percha antes da adaptação dos pilares. Subsequentemente, os implantes foram colocados em uma solução nutritiva que continha *Porphyromonas gingivalis*. Os espécimes microbiológicos foram analisados a partir do interior do implante após 24 e 72 horas e averiguados utilizando métodos de cultura. Houve evidências de que a penetração da bactéria *Porphyromonas gingivalis* no interior do implante ocorreu logo após 24 horas. Também foram detectados micro-organismos no interior de implantes selados com guta percha.

**Podhorsky A et al. (2016)(36)** realizaram um estudo *in vitro* a fim de avaliar a influência de dois selantes (Kiero Seal, Kuss Dental e Berutemp 500, Carl-Bechem) e um agente desinfetante (gel Chlorhexamed, GlaxoSmithKline) na colonização bacteriana da interface implante/pilar. Para o estudo os implantes foram tratados com as substâncias acima citadas ou a interface implante/pilar ausente de tratamento (controle). Em seguida metade dos espécimes foram submetidos à carga cíclica, e os demais não foram submetidos à ciclagem mecânica. Após 7 dias, foram encubados em soluções bacterianas, e em seguida realizada a contagem microbiológica da parte interna dos implantes. Assim pode-se concluir que todos os pré-tratamentos reduziram os números de bactérias, mas nenhuma substância pode garantir a esterilidade da porção interna dos implantes.

## 2.3 Microinfiltração

**Jansen; Conrads; Richter (1997) (29)** realizaram um estudo objetivando determinar a possível presença de infiltração microbiana na interface implante/intermediário. Os autores concluíram que sistemas atuais de implante não podem prevenir a infiltração microbiana e a colonização bacteriana da parte interna do implante. Assim, há necessidade de modificações para selar a área de contato implante/intermediário.

**Gross; Abromovich; Weiss (1999) (30)** compararam o grau de infiltração bacteriana na interface implante/intermediário em 5 sistemas de implantes cujas conexões eram o hexágono externo, *spline* e cone Morse. Essa microinfiltração ocorreu em todos os sistemas, diminuindo com a progressão do torque aplicado no parafuso do intermediário. Entretanto essa infiltração parece ser menor no sistema cone Morse.

**Em 2008, Coelho et al.(31)** avaliaram a capacidade de vedação das conexões pilar/implante em diferentes sistemas de implantes (Nobel Replace Select, Straumann e Intra-lock) com seus respectivos pilares. Para a avaliação da microinfiltração, foi formada uma curva de calibração, para isso em 7 tubos foi inserido 1,5 mL de água destilada com incrementos de 0,1  $\mu$ L até 0,7  $\mu$ L de azul de toluidina (TB) e a absorbância foi mensurada em espectrofotômetro. Em seguida, 0,7  $\mu$ L de azul de toluidina foi colocado no interior de cada implante. Subsequentemente, seus pilares foram adaptados de acordo com as instruções do fabricante e as amostras foram colocadas em frascos com 1,5 mL de água destilada. A análise espectrofotométrica foi realizada em 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 e 144 h. Foi observado que em qualquer tipo de sistema de

implante avaliado houve extravasamento do corante, e em função do tempo, houve aumento da difusão do mesmo. Conforme o tempo, o sistema Straumann e Nobel foram os que mais liberaram TB.

**Lorenzoni et al. (2011)** (38) avaliaram a capacidade de vedação e a adaptação de implantes hexágonos externos (SIN - Sistema de Implantes Nacional - Brasil e OSSEOTITE - Biomet 3i - EUA). A capacidade de vedação foi determinada pela colocação de 0,7 µL de solução de vermelho de metila 1% no interior dos implantes antes da aplicação do torque. Os espécimes foram então colocados em frascos com 1,3 mL de água destilada, com a interface implante/pilar submersa. Três amostras com 100 mL de água foram coletadas em momentos previamente determinados. A absorbância foi medida com um espectrofotômetro. A infiltração foi observada em ambos os grupos e em todos os momentos analisados. Na análise em microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi observado *microgaps* na interface implante/pilar de ambos os grupos.

**Smith NA e Turkyilmaz I (2014)(6)** avaliaram a influência de dois diferentes torques (20 ou 35 N.cm) aplicados nos parafusos de retenção em dois diferentes pilares, os formados por zircônia e os de titânio, os quais foram parafusados a 40 implantes. A mistura de bactérias *Prevotella Intermedia*, *Porphyromonas Gingivalis* e *Fusobacterium Nucleatum* foram introduzidas no interior do implante. Este conjunto foi colocado em um tubo de ensaio com meio de cultura até a ocorrência do vazamento, permitindo a contagem das sepas. As amostras também foram avaliadas no estereomicroscópio a fim de analisar a interface implante/pilar. Pôde-se observar que a infiltração bacteriana ocorreu em todas as amostras, independentemente do material utilizado no pilar ou valor de torque aplicado no parafuso de retenção.

**Nascimento CD et al. (2015)(8)** avaliaram a desadaptação marginal em conexões hexágono externo e cone Morse antes e após a simulação de carregamento mecânico e também quantificaram a quantidade de espécies microbianas que penetraram na interface implante/intermediário após o carregamento mecânico. A conexão cone Morse não apresentou sinais de colonização por micro-organismos diferente do encontrado para a conexão hexagonal externa.

**Costa NG et al. (2017)(7)** estudaram a interface implante/pilar em diferentes tipos de conexão a fim de avaliar a presença de extravasamento de microbiota neste local. Os autores levaram em consideração que um dos fatores limitantes no sucesso da terapia com implantes é a peri-implantite. Para tanto, 12 conjuntos de componentes de conexão cônicos indexados e doze conjuntos de componentes de conexão de hexágono foram utilizados para análise microbiológica. A falha do selamento da interface pilar/implante foi observada através da turvação do caldo de BHI. Ocorreu contaminação do grupo utilizando a interface hexagonal em apenas 20%, e nenhuma contaminação foi observada na interface cone Morse. Desta maneira os autores concluíram que tanto a conexão hexagonal, quanto o cone Morse são capazes de evitar vazamento bacteriano neste estudo *in vitro*.

**Prado AM et al. (2017)(41)** avaliaram os valores de torque de remoção de parafusos de retenção. Para tanto foram formados vinte conjuntos implante-pilar e divididos em quatro grupos (n=10): (A) Cone Morse livre da presença do biofilme; (B) Cone Morse após contato com meio contendo biofilme da saliva humana; (C) Hexágono externo livre da presença do biofilme e (D) Hexágono externo após contato com meio contendo biofilme da saliva



humana. Os grupos B e D foram imersos em meio BHI com micro-organismos. Decorrido 72 horas foram realizados os destorques. Nestas avaliações os valores de torque reverso diminuíram para os implantes hexagonais externos e aumentaram para os implantes cone Morse. No entanto, os valores foram menores quando ambos os conjuntos implante-pilar estavam em contacto com o meio contendo biofilme da saliva humana.



# Proposição

### 3 PROPOSIÇÃO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar *in vitro* a eficácia de um agente de vedação no selamento da interface pilar/implante e na manutenção da pré-carga dos parafusos de retenção dos pilares em função do tipo de conexão protética dos implantes (HE, CM e FC), submetidos à ciclagem mecânica.

As seguintes hipóteses nulas foram testadas:

- 1) O agente de vedação não influenciaria na manutenção da pré-carga pós-ciclagem mecânica;
- 2) O desajuste vertical da interface pilar/implante no grupo HE não seria influenciado pela ciclagem mecânica;
- 3) O agente de vedação não influenciaria no selamento da interface pilar/implante pós-ciclagem mecânica.



## *Materiais e Método*

## 4 MATERIAIS E MÉTODO

### 4.1 Formação dos grupos de estudo e obtenção dos corpos-de-prova

Foram utilizados 72 implantes de 10 mm de comprimento, sendo 24 implantes de conexão hexágono externo (HE) com plataforma 4.0mm e 48 implantes de conexões cone Morse (CM) de plataforma 3.5mm (DSP Biomedical®, Campo Largo, Paraná, Brasil).

Inicialmente foram formados três grupos (n=24), sendo o primeiro com implantes de conexão hexagonal externa (HE), e seus respectivos pilares do tipo UCLA hexagonais e parafusos de retenção, ambos em liga de titânio (Figura 1). O segundo grupo formado com implantes de conexão cone Morse (CM) e seus respectivos pilares do tipo UCLA e parafusos de retenção, também em liga de titânio (Figura 2). O terceiro foi formado por implantes de conexão cone Morse (CM) com o *abutment flexcone* (FC) e cilindros de titânio sobre estes (Figura 3). Cada grupo foi subdividido em outros dois em função do uso ou não do agente de vedação, totalizando 6 subgrupos (n=12) (Tabela 1).

Tabela 1: Descrição dos grupos do estudo.

Grupo HE	Subgrupo HEC	Junção HE sem nenhum tipo de material na interface (Controle)
	Subgrupo HET	Junção HE com o vedante na interface (Teste)
Grupo CM	Subgrupo CMC	Junção CM sem nenhum tipo de material na interface (Controle)
	Subgrupo CMT	Junção CM com o vedante na interface (Teste)
Grupo FC	Subgrupo FCC	Junção CM adaptada um intermediário <i>flexcone</i> sem nenhum tipo de material na interface (Controle)
	Subgrupo FCT	Junção CM adaptada um intermediário <i>flexcone</i> com o vedante na interface (Teste)

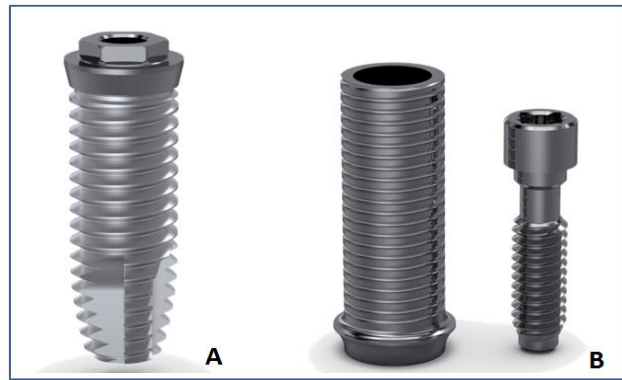


Figura 1: Grupo HE. A) Implantes de conexão hexagonal externa (HE) B) Pilar do tipo UCLA hexagonal e parafuso de retenção. Fonte: <http://dspbiomedical.com>

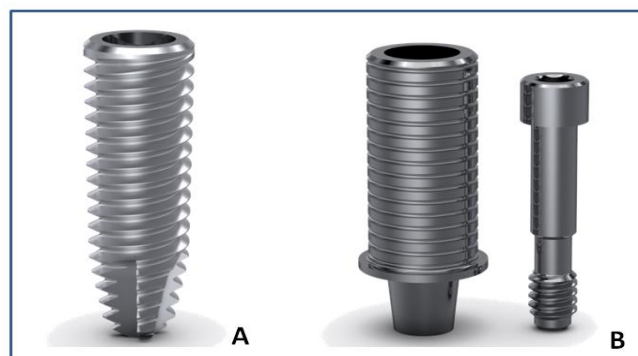


Figura 2: Grupo CM. A) Implante de conexão cone Morse (CM) B) Pilar do tipo UCLA e parafusos de retenção. Fonte: <http://dspbiomedical.com>

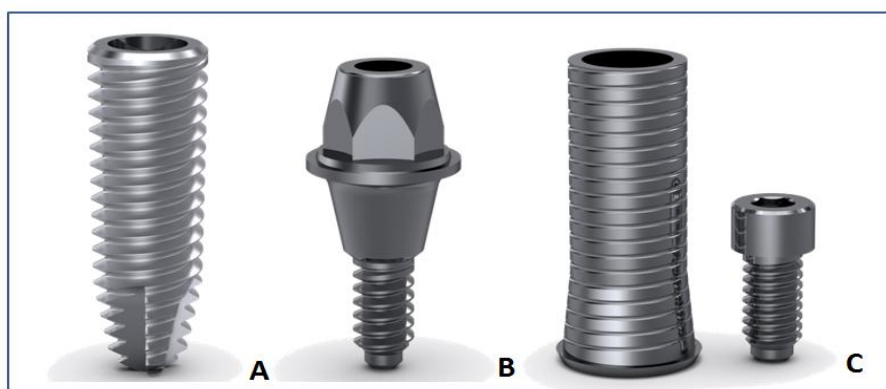


Figura 3: Grupo Flexcone. A) Implante de conexão cone Morse (CM) B) Abutment flexcone (FC) C) Cilindros de titânio para o pilar Flexcone. Fonte: <http://dspbiomedical.com>

Os 72 implantes foram incluídos em poliuretano (Max Rubber Indústria Químicas Ltda, Diadema - São Paulo, Brasil) uma vez que este apresenta

propriedade elástica uniforme e módulo de elasticidade próximo ao tecido ósseo trabecular humano de 6,9 GPa (42). A inclusão foi realizada com auxílio de uma matriz metálica bipartida (Figura 4), que possibilita uma inclinação de 30° em relação ao seu eixo vertical, a fim de favorecer o carregamento oblíquo sobre os espécimes quando da ciclagem mecânica(9, 43).

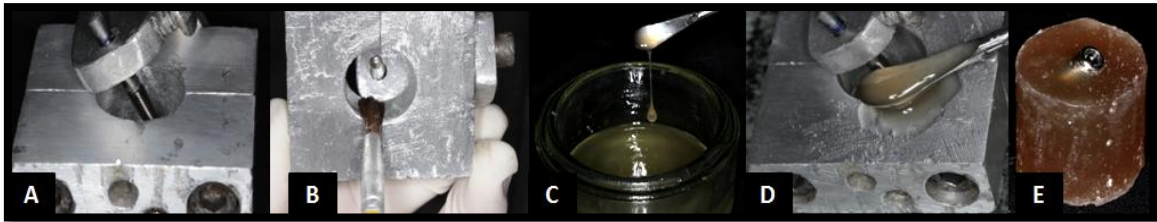


Figura 4: Ilustração da sequência de embutimento dos implantes. A) Implante posicionado no dispositivo metálico desenvolvido para o embutimento com inclinação de 30°. B) Isolamento do dispositivo com vaselina. C) Poliuretano proporcionado. D) Poliuretano sendo inserido no orifício.

Após untar a matriz com vaselina sólida (Rioquímica, São José do Rio Preto-São Paulo, Brasil) e posicionar o implante, o poliuretano foi proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante, sendo uma gota de catalisador para 4g do material e, em seguida, foi vertido no interior da matriz e aguardou-se a presa do material por 20 minutos.

Após o embutimento dos implantes foram realizados desgastes no cilindro de poliuretano com auxílio de fresas com o intuito de retirar as rebarbas que impediriam a adaptação do mesmo no dispositivo utilizado para realização do torque. Em seguida todos os implantes e componentes protéticos (pilares e parafusos de retenção) foram submetidos a um procedimento de lavagem com água deionizada em uma cuba ultrassônica (Unique, Indaiatuba-São Paulo, Brasil) durante 5 minutos, seguido de secagem através de jatos de ar.

## 4.2 Randomização

Cada espécime foi nomeado de acordo com o grupo ao qual pertencia (HEC, HET, CMC, CMT, FCC, FCT) e numerados de 1 a 12. Utilizando-se um software (*Random Allocation 2.0, Developer Mahmood Saghaei- Freeware, Iran*) realizou-se a randomização da ordem a ser seguida nas leituras (Figura 5).

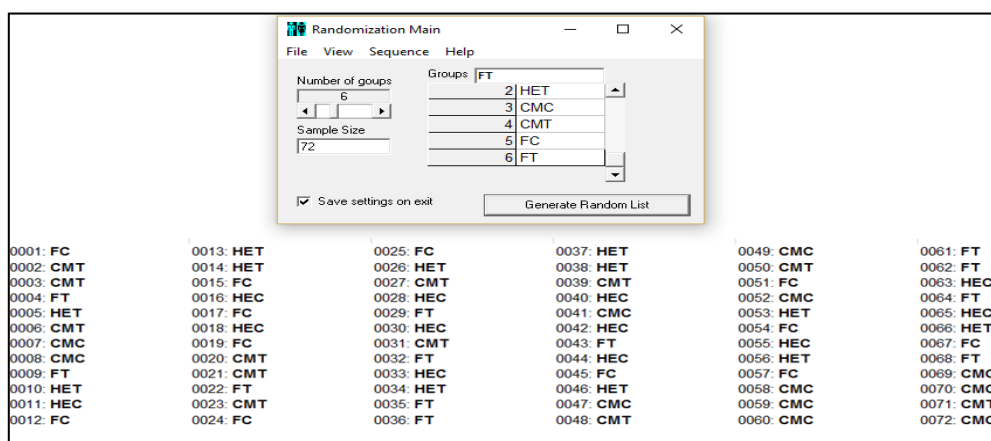


Figura 5: Randomização para determinar a sequência dos espécimes a serem submetidos às leituras.

## 4.3 Inserção do corante, aplicação do torque e do torque reverso nos corpos-de-prova

Conforme o sorteio e com auxílio de uma micropipeta (Labmate Pro - Htl, Warszawa, Polônia) foi introduzido 0,7 µL de azul de toluídina 1% (AT) no interior do orifício dos implantes com o intuito de avaliar possível microinfiltração, ou seja, a capacidade de vedação. Os pilares (UCLA ou *flexcone*) foram posicionados nos respectivos implantes e fixados por meio de seus parafusos de retenção, sendo rosqueados em sentido horário por meio de



uma chave digital (DSP Biomedical<sup>®</sup>, Campo Largo-Paraná, Brasil), até a ocorrência de contato entre os componentes. Nos espécimes dos grupos testes (HET, CMT e FCT) foi aplicada uma gota do agente de vedação (LOCTITE<sup>®</sup> 2400-<sup>®</sup>Henkel Ltda, Düsseldorf, Alemanha) (Figura 6) nos seus respectivos parafusos, esta gota era suficiente para o molhamento completo de todas as roscas do parafuso de retenção. Esta operação foi realizada somente por um operador previamente calibrado.



Figura 6: LOCTITE<sup>®</sup> 2400, vedante anaeróbico utilizado no parafuso de retenção.

O torque utilizado foi o preconizado pelo fabricante. Nos conjuntos implante HE/UCLA e CM/FC foram aplicados torque de 30N.cm. Já nos conjuntos CM/UCLA foi aplicado 20N.cm, assim como no parafuso de retenção do cilindro de titânio sobre o pilar *flexcone*. Decorridos 3 minutos da aplicação de cada torque foram realizados os retorques nos parafusos de retenção(15, 17). Para a aplicação dos torques e avaliação dos destorques, foi utilizado um medidor digital de torque (Torque Tool Tester, TST série 2 Norbar<sup>®</sup>, Navi Mumbai- Índia). Logo após a aplicação do torque os corpos-de-prova foram armazenados em estufa (Cienlab Equipamentos para Laboratório, Campinas-

São Paulo, Brasil) a uma temperatura constante de 36°C, a fim de simular a temperatura da cavidade bucal, permanecendo por um período de 72 horas, uma vez que gráficos sobre informações técnicas do agente de vedação demonstram cura completa do produto neste período (Figura 7). Um estudo piloto com intuito de avaliar o comportamento do agente de vedação frente a diferentes variáveis (períodos de tempo 2, 24, 48 e 72 horas; conexões HE e CM e dois períodos de análise - antes e após a ciclagem mecânica) também foi levado em consideração para o uso do período de 72 horas. (Figura 8).

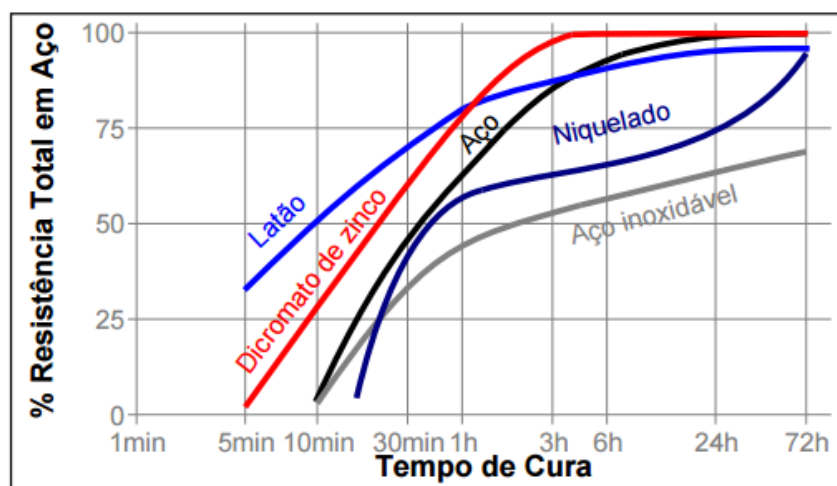


Figura 7: Print do gráfico resistência X tempo de cura presente no folheto técnico fornecido pelo fabricante referente ao agente utilizado (Loctite® 2400, agosto 2010).

HE (Ciclagem)						CM (Ciclagem)					
Horário	C1	C2	C3	Média	DP	Horário	C1	C2	C3	Média	DP
2 horas	24,35	25,9	27,56	25,94	1,08	2 horas	20,51	16,22	28,36	21,7	4,44
24 horas	28,52	36,94	31,53	32,33	3,07	24 horas	16,4	23,15	20,88	20,14	2,5
48 horas	30,85	32,94	30,93	31,57	0,91	48 horas	23,14	28,11	25,08	25,44	1,78
72 horas	30,01	28,8	37,45	32,09	3,58	72 horas	18,77	20,08	21,09	19,98	0,81

HE (Ciclagem)						CM (Ciclagem)					
Horário	C1	C2	C3	Média	DP	Horário	C1	C2	C3	Média	DP
2 horas	21,26	29,4	25,06	25,24	2,77	2 horas	15,78	13,48	13,92	14,39	0,92
24 horas	29,33	25,88	30,23	28,48	1,73	24 horas	25,24	17,73	21,94	21,64	2,6
48 horas	23,92	18,97	24,28	22,39	2,28	48 horas	23,25	16,7	17	18,98	2,84
72 horas	29,65	26,01	26,53	27,4	1,5	72 horas	18,45	18,34	24,72	20,5	2,81

Figura 8: Quadro com os valores de destorque em diferentes períodos em função do tipo de conexão e ciclagem (estudo piloto).

Previamente a ciclagem mecânica o grupo HEC e HET foram analisados em um estereomicroscópio (SteREO Discovery V20, Carl Zeiss MicroImaging GmbH, Jena, Alemanha) para análise inicial do desajuste vertical do pilar/implante.

#### 4.4 Ciclagem Mecânica

Uma vez embutidos, os implantes dos grupos HEC, HET, CMC e CMT receberam os pilares protéticos UCLA e seus parafusos de retenção. Aos implantes dos grupos FCC e FCT foram parafusados os abutments *flexcone* e sobre estes os respectivos cilindros e parafusos de retenção. Tanto sobre os pilares UCLA quanto sobre o cilindro do abutment *flexcone* foram posicionados, para a ciclagem mecânica, dispositivos metálicos não cimentados a fim de simular uma coroa artificial, de acordo com a Norma Técnica ISO 14801 de 2016 (*dentistry - implants- dynamic loading teste for endosseous dental implants*)<sup>49</sup>.

Assim, os espécimes foram posicionados para ciclagem mecânica em um equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação, (MSFM – ELQUIP, Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos – SP, Brasil) (Figura 9) ajustado para operar em um total de  $1 \times 10^6$  ciclos (12, 44-46), a uma frequência de 2 Hz, imprimindo um carregamento oblíquo ( $30^\circ$ ) dinâmico de  $130\text{N} \pm 10\text{N}$ , aplicado por meio de pontas semicirculares de aço com 4 mm de diâmetro, diretamente sobre os dispositivos cônicos posicionados sobre os pilares UCLA e cilindros dos abutments *flexcone* (Figura 9). Este equipamento permitiu que fossem ensaiados seis corpos-de-prova simultaneamente.



Figura 9: À esquerda, vista frontal do equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação. A direita, close de um espécime com o dispositivo de simulação da coroa protética.

Em virtude da análise de microinfiltração para a qual foi utilizado corante, optou-se por não utilizar a imersão em água dos espécimes posicionados na máquina de ensaio de fadiga por mastigação.

Completada a ciclagem mecânica, os corpos-de-prova dos grupos HEC e HET foram avaliados novamente no esteriomicroscópio. Nos dos grupos

CM e FC as desadaptações foram realizadas no microtomógrafo SkyScan 1272 (Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica)

#### **4.5 Mensuração do desajuste vertical pilar/implante das junções hexagonais externas – antes e depois da ciclagem mecânica**

A mensuração, em micrômetros ( $\mu\text{m}$ ), do desajuste vertical entre pilares UCLA e implantes HE, foi realizada com o auxílio de um estereomicroscópio SteREO Discovery V20 (Carl Zeiss MicroImaging GmbH, Jena, Alemanha) (Figura 10) conectado a um microcomputador, ajustado para aumento de 150 vezes. A captação das imagens obtidas pelo estereomicroscópio foi realizada por uma câmera digital (AxioCam HRc, Carl Zeiss MicroImaging GmbH, Jena, Alemanha) acoplada ao mesmo. As imagens foram processadas em microcomputador por meio de um software específico (AxioVision, Carl Zeiss MicroImaging GmbH, Jena, Alemanha).



Figura 10: Estereomicroscópio (SteREO Discovery.V20).

Estas mensurações foram realizadas em duas etapas distintas, sendo antes e após a ciclagem mecânica. Sendo assim, a fim de padronizar o posicionamento horizontal dos espécimes sob as lentes do estereomicroscópio, foram confeccionadas duas matrizes em silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália) (Figura 11). Para tanto, os copos-de-prova foram marcados com caneta permanente em três posições pré-determinadas. Uma das marcações se deu em oposição à inclinação de 30°, e as outras duas foram realizadas em derivação da primeira marcação formando um ângulo de 90° em relação à primeira. Conforme ilustrado na figura 11.

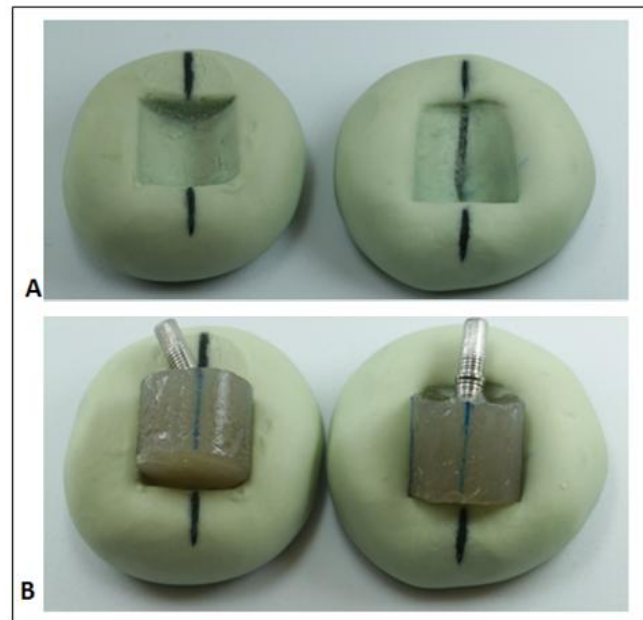


Figura 11: A) Matrizes de silicone confeccionadas para posicionamento dos conjuntos durante as leituras no estereomicroscópio. B) Espécimes posicionados para a leitura.

As mensurações foram feitas em três faces de cada corpo-de-prova e em cada face foram realizadas três mensurações, totalizando nove medições em cada espécime. Após, foi realizada uma média aritmética entre estas mensurações, obtendo-se uma média para cada espécime e, na sequência, para cada grupo.

As mensurações realizadas antes da ciclagem mecânica foram adotadas como sendo os valores controle em comparação aos valores obtidos após a ciclagem mecânica.

#### **4.6 Avaliação pré-ciclagem mecânica do ajuste interno por meio de microtomografia computadorizada (micro-CT)**

O ajuste interno pilar /implante dos corpos-de-prova (HEC, CMC e FCC) foram avaliada por meio do micro-CT. Uma amostra de cada grupo foi escaneada no microtomógrafo SkyScan 1272 (Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica), acoplado a um microcomputador ajustado com os seguintes parâmetros: 100kV, corrente de 0 - 250 $\mu$ A, 360° de rotação, resolução nominal de 0,45 a 27  $\mu$ m, espaço de escaneamento de 75 mm de diâmetro, 70 mm de comprimento. Posteriormente ao escaneamento, as imagens adquiridas pela micro-CT foram reconstruídas no *software* NRecon (Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica) com os seguintes ajustes da imagem: Smoothing = 4; Ring artifacts reduction = 1; Beam-hardening correction (%) = 55. As imagens foram transferidas para o Data Viewer (Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica) e foram reproduzidas nos cortes sagital e coronal, permitindo realização de imagens do desajuste interno.

##### **4.6.1 Processamento e Análise do volume de desadaptação**

Para a análise volumétrica foi escolhido um eixo de interesse e utilizado um programa específico de análise 3D-CTAn<sup>®</sup> (Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica).

O objetivo da análise volumétrica (3D) foi quantificar o volume do *gap* existente entre o pilar e o implante. Foi adotado como padrão o implante cone Morse e pilar UCLA. Foi então escolhido um ponto de partida, a posição onde fosse possível a visualização do pilar com o implante e o ponto final foi o começo do índice do pilar UCLA, dando um intervalo de 150 cortes (*slices*) para análise da área de interesse. Este padrão foi adotado para todos os outros corpos-de-prova. Uma circunferência foi a figura geométrica escolhida para representar a análise; região de interesse (ROI).

Todos os cálculos foram realizados sobre a região e/ou volume de interesse selecionado. O termo “região de interesse”, ou ROI, se refere a uma região selecionada de uma imagem única de seção transversal. A análise 2D foi realizada dentro do ROI. O “volume de interesse” refere-se à soma de todos os ROIs coletivos sobre um conjunto contínuo de fatias de imagens de seção transversal, representado em volume #D selecionado. Dessa forma, as análises morfométricas em 3D foram realizadas em um VOI.

O ROI foi realizado englobando o parafuso de retenção e a parede do pilar UCLA, este teve 1,88 x 1,88mm. O segundo ROI (FULL) foi realizado englobando a parede do implante, com 2,92 x 2,92 mm. Desta maneira, foram extraídos dos ROIs os “volumes vazios” chamados de “*Total volume of pore space*”. Consequentemente, do valor de “*Total volume of pore space*” (FULL) subtraiu-se o “*Total volume of pore space*” (ROI) obtendo-se o valor de *gap* existente na interface pilar/implante analisada.

O cálculo do volume da região de interesse foi realizado com auxílio do aplicativo CTan<sup>®</sup> (Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica), que através do selecionamento prévio dos parâmetros de interesse fornece em uma tabela os



dados requeridos e suas respectivas unidades de medida. Com os dados de cada parâmetro calculados, foi possível mensurar a área total do *gap*.

## 4.7 Análise de microinfiltração – capacidade de vedação

### 4.7.1 Desenvolvimento do marcador

Essa análise foi realizada por meio da verificação da presença do corante azul de toluidina (AT) extravasada em água destilada pela interface pilar/implante. Para qualificar a liberação de corante (azul de toluidina, TB) em água destilada, uma curva de calibração foi realizada através de um gráfico de regressão linear. Para isso, incrementos de 0,1 $\mu$ L a 0,7 $\mu$ L de azul de toluidina foram adicionados com auxílio de uma micropipeta automática (Labmate Pro - Htl, Warszawa, Polônia), em 400  $\mu$ L de água destilada e armazenados em microtubo de centrifuga com capacidade para 1,5 mL (Figura 12).



Figura 12: Incrementos de 0,1 $\mu$ L a 0,7 $\mu$ L de azul de toluidina em 400 de água destilada.

Em seguida, essas soluções foram levadas a um espectrofotômetro de microplaca Eon (BioTek Instruments, Winooski, USA) calibrado para 465nm de comprimento de onda a fim de determinar a absorvância da solução em

função das concentrações conhecidas(31). A partir destes valores foi gerada a curva-padrão (Figura 13). Essa estabelece uma relação direta entre a absorvância e a sua concentração (Lei de Beer-Lambert) (31).

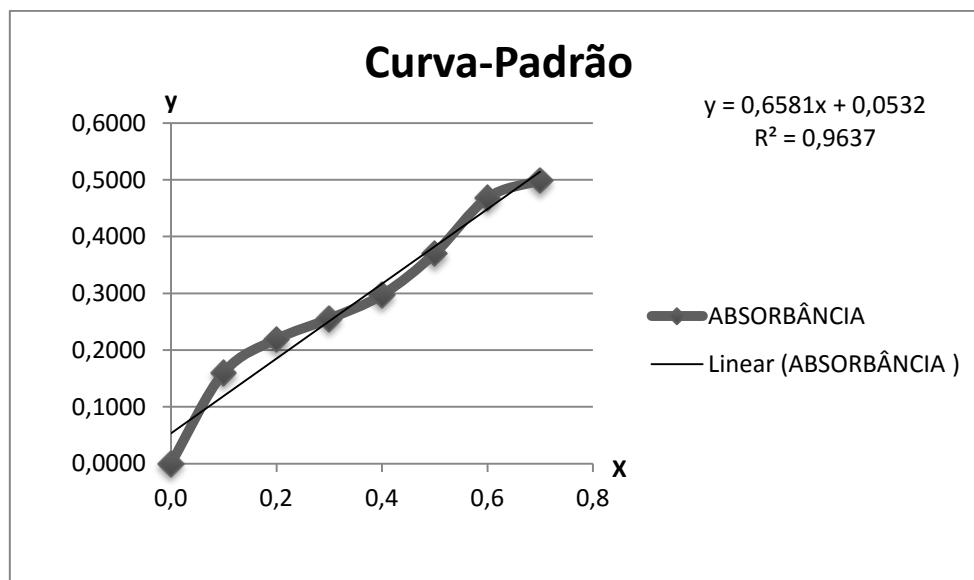


Figura 13: Curva de calibração determinada por meio de regressão linear pela colocação de incrementos de azul de toluidina (TB) de 0,1 $\mu$ L a 0,7 $\mu$ L em volume de água destilada. Eixo "x" representa a concentração e o eixo "y" é a variável representada pela absorvância.

Curva de calibração é a relação gráfica entre valores de absorvância (A) e os de concentração (C). Com base na análise gráfica, é possível verificar a linearidade da reação e calcular um fator de conversão de valores de absorvância em concentração. A curva é determinada pela equação da reta:  $y = ax + b$ , onde "y" é a variável dependente, (absorvância); "x" é a variável independente (concentração); e "a" é o ponto da reta interceptada y".  $R^2$  é o erro, quanto mais próximo de 1, menor o erro.

A absorvância de azul de toluidina dissolvido em água foi quantificada em um espectrofotômetro calibrado para comprimento de onda de 465 nm.

A quantidade máxima de 400  $\mu$ L foi determinada em função do volume suficiente para cobrir a interface pilar/implante (Figura 14).



Figura 14: Implante desembutido com a interface pilar/implante submersa a água destilada.

Amostras de cada incremento foram analisadas no espectrofotômetro para a aquisição dos valores de absorbância que foram utilizados para compor a curva de absorbância. O ponto de partida para a formulação da curva foi a água destilada pura (ausência total de corante). A curva de calibração foi determinada pela análise de regressão linear (linha de melhor ajuste), considerando a absorbância em função da quantidade de azul de toluidina.

#### **4.7.2 Análise em espectrofotometria**

Com os implantes embutidos foram introduzidos  $0,7\mu\text{L}$  de AT e dispensados, na região mais profunda do orifício interno dos implantes, com o auxílio de uma pipeta automática. Subsequentemente, os pilares foram posicionados e os parafusos de retenção apertados com o torque recomendado pelo fabricante com auxílio do torquímetro digital, sendo que nos grupos HET, CMT e FCT foram aplicados o agente de vedação como descrito anteriormente.

Após a ciclagem mecânica e a leitura no esteriomicroscópio, os implantes foram desembutidos do poliuretano com o auxílio de fresas para peça reta. Os implantes foram limpos com o auxílio de escova de aço para a retirada de todo poliuretano presente nas roscas do implante, pois o poliuretano poroso absorve o corante, mascarando os resultados (Figura 15 - A e B).

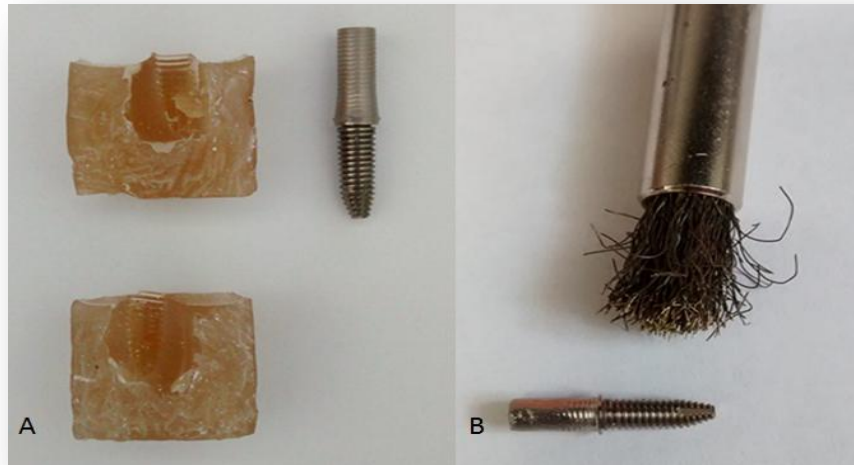


Figura 15: Figura A- Desinclusão dos implantes. Figura B- limpeza dos mesmos com o auxílio da escova de aço.

Os espécimes foram colocados no interior de frascos contendo 400  $\mu\text{L}$  de água destilada, quantidade suficiente para a imersão da interface pilar/implante. Os frascos foram tampados e mantidos em temperatura controlada ( $20^{\circ}\pm 2^{\circ}\text{C}$ ) ao longo deste teste.

Nos período de incubação de 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 e 144 horas(31) (38), foram retirados do frasco 200 $\mu\text{L}$  da solução com o auxílio da pipeta automática, previamente os frascos eram agitados a fim de homogeneizar a solução. Esta solução foi levada a um espectrofotômetro onde foi feita a leitura da absorbância através de uma microplaca de 96 poços (Kasvi, Curitiba-PR, Brasil). Imediatamente após a medição, o conteúdo da microplaca foi devolvido para os frascos contendo os implantes.

Os valores da absorvância foram colocados na fórmula  $y = 0,6581x + 0,0532$ . Fórmula esta obtida através da curva padrão com a finalidade de se obter a concentração de azul de toluidina liberado. Os dados foram tabulados para a análise estatística.

#### 4.8 Reinclusão dos implantes e mensurações do destorque

Após o teste da microinfiltração, os corpos-de-prova foram reincluídos em poliuretano. Para esta inclusão foram utilizados tubos de PVC seccionados, com diâmetro e altura compatíveis com o dispositivo utilizado em conjunto com o torquímetro digital. Os valores obtidos nas mensurações do destorque foram transformados em porcentagem, em função das diferenças nos valores de torque recomendados pelo fabricante aplicados em cada grupo (HE, CM e FC).

$$X = \frac{\text{Valor de torque reverso} \times 100}{\text{Valor de torque aplicado}}$$

Figura 16: Fórmula para transformar em porcentagem os valores de destorque

#### 4.9 Análise Estatística

Os dados do desajuste, do torque reverso e da liberação de corante foram submetidos ao teste de normalidade Shapiro-Wilk (Bioestat 2.0) e homogeneidade pelo Teste de Barlett (Assistat 7.7 beta). As médias do teste do destorque e desajustes verticais foram submetidas à ANOVA 2-fatores e teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ) (Statview, Versão 5.0.1). As médias da análise de microinfiltração foram submetidas à ANOVA 3-fatores para medidas repetidas (Statview, Versão 5.0.1) e teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ) (Statview, Abaccus, EUA).



## Resultados

## RESULTADOS

### 5.1 Resultados de destorque

A tabela 2 apresenta o valor de destorque pós-ciclagem transformados em porcentagem (%) em relação ao torque inicial. Para os grupos controles hexágono externo e cone Morse pode-se observar a redução dos valores de destorque em comparação com o torque de inserção. Já no grupo controle do pilar *flexcone* os valores de torque reverso (destorque) se apresentaram maiores que os de torque de inserção. O mesmo ocorreu também nos três grupos testes (HET, CMT e FCT). Segundo ANOVA, houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos controle em relação aos grupos teste, apresentando estes maiores valores de destorque para todas as conexões ( $p < 0,05$ ). Ao se comparar os tipos de conexões pode-se observar a superioridade da conexão *flexcone* (FC), tanto no grupo controle quanto no grupo teste ( $p < 0,05$ ). Nesta tabela também podemos observar os altos valores de desvio padrão para todos os grupos, sendo os valores mais elevados para o grupo teste.

Tabela 2: Valores médios e desvios padrões de destorque em porcentagem do torque aplicado nos parafusos de retenção em função do tipo de conexão protética e uso de agente de vedação\*.

	HE	CM	FC
Controle	80,54 ± 9,05 Bb	75,39 ± 10,41 Bb	104,09 ± 12,89 Ba
Teste	126,31 ± 19,64 Ab	101,32 ± 15,79 Ac	155,02 ± 23,35 Aa

\*Médias seguidas pelas letras distintas, maiúsculas na coluna e minúsculas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa (5%).

## 5.2 Resultados dos desajustes verticais

A tabela 3 apresenta os valores de desajuste antes e após a ciclagem mecânica para os grupos com conexão hexagonal externa. Para o grupo controle HEC, quando comparamos as médias antes e depois da ciclagem mecânica, podemos observar que não houve diferença estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ). Já o grupo HET na comparação antes e após a ciclagem mecânica, demonstrou diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,0089$ ), com diminuição dos valores de desadaptação após a ciclagem mecânica. Na comparação do desajuste vertical nos grupos HEC e HET nos diferentes períodos de análise (antes e após a ciclagem mecânica) observou-se que não houve diferença estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ). Nesta tabela podemos observar os diminutos valores de desvio padrão em todos os grupos analisados.

Tabela 3: Valores médios e desvios padrões ( $\mu\text{m}$ ) do desajuste vertical da interface pilar/implante em função da ciclagem mecânica e uso do agente de vedação\*.

	HEC	HET
Antes	5,55 $\pm$ 1,49 Aa	5,44 $\pm$ 1,90 Aa
Depois	4,59 $\pm$ 1,73 Aa	4,01 $\pm$ 1,75 Ba

\*Médias seguidas pelas letras distintas, maiúsculas na coluna e minúsculas na linha apresentam diferença estatisticamente significativa (5%).

Algumas imagens obtidas durante a análise de desadaptação estão ilustradas nas Figuras 17A a 17B.



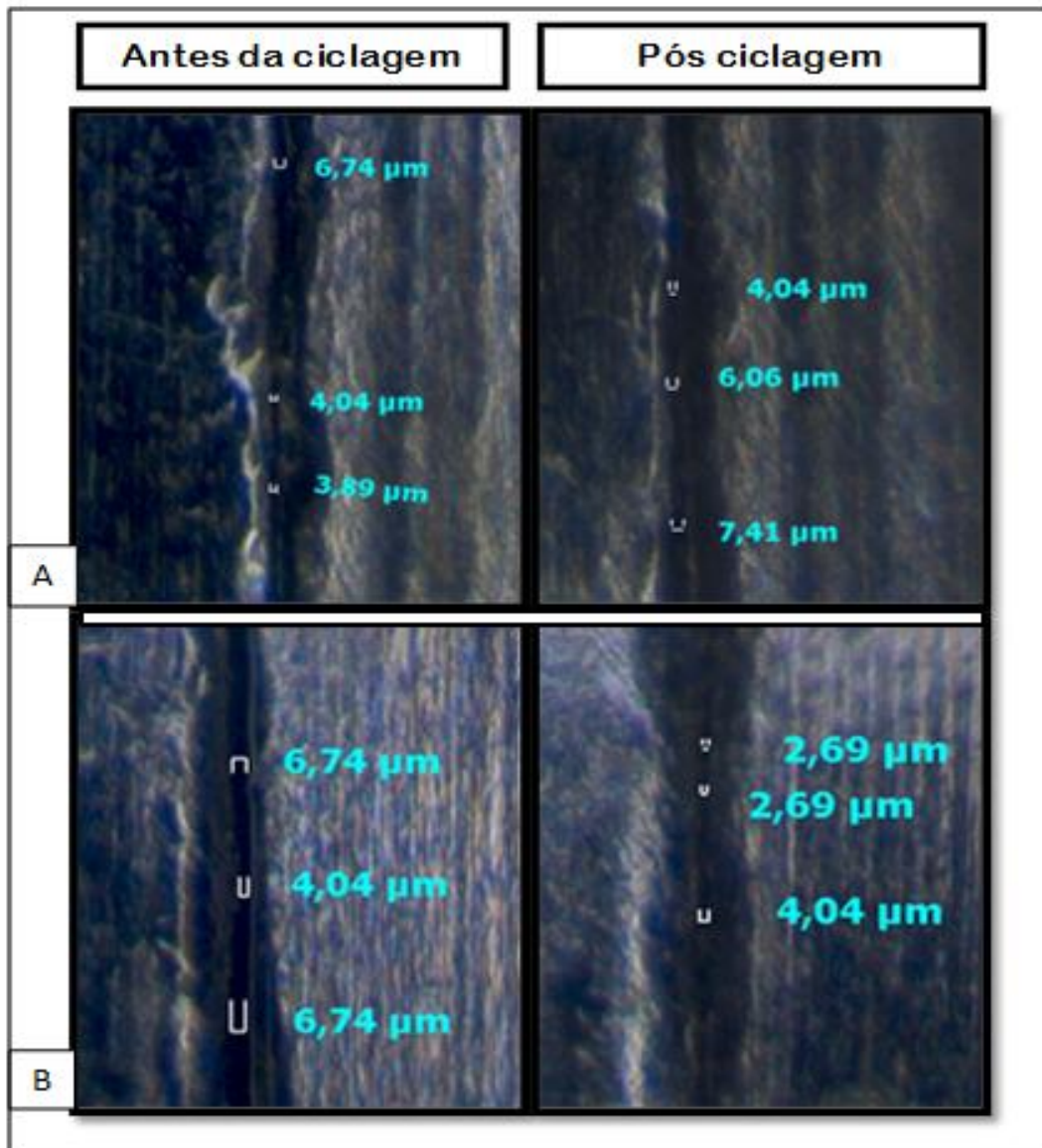


Figura 17: Medição representativa dos valores de desadaptação do grupo HEC (17A) e do grupo HET (17B) antes e após a ciclagem mecânica.

### 5.3 Micro-CT

A análise por Micro-CT está ilustrada nas Figuras 18 a 22.

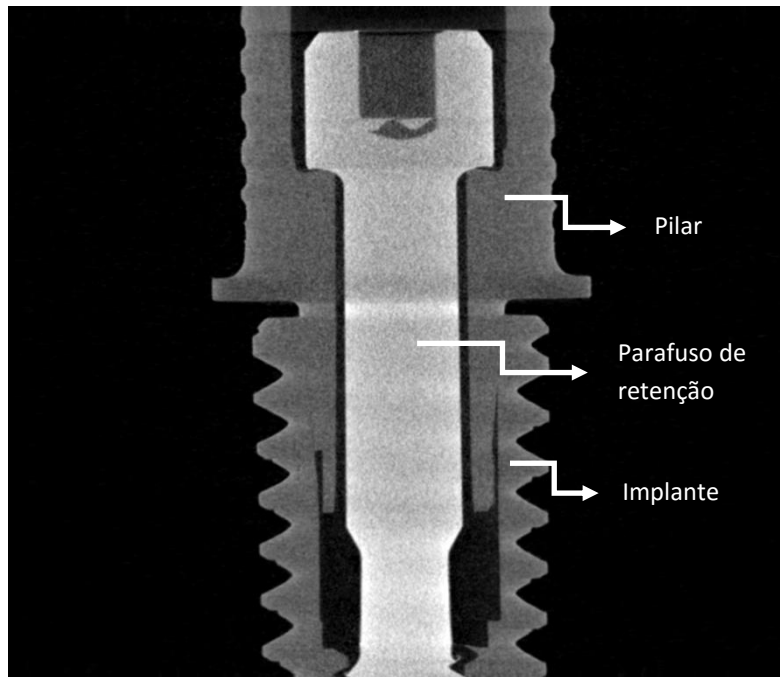


Figura 18: Imagem ilustrativa da conexão cone Morse obtida pelo escaneamento micro-CT.

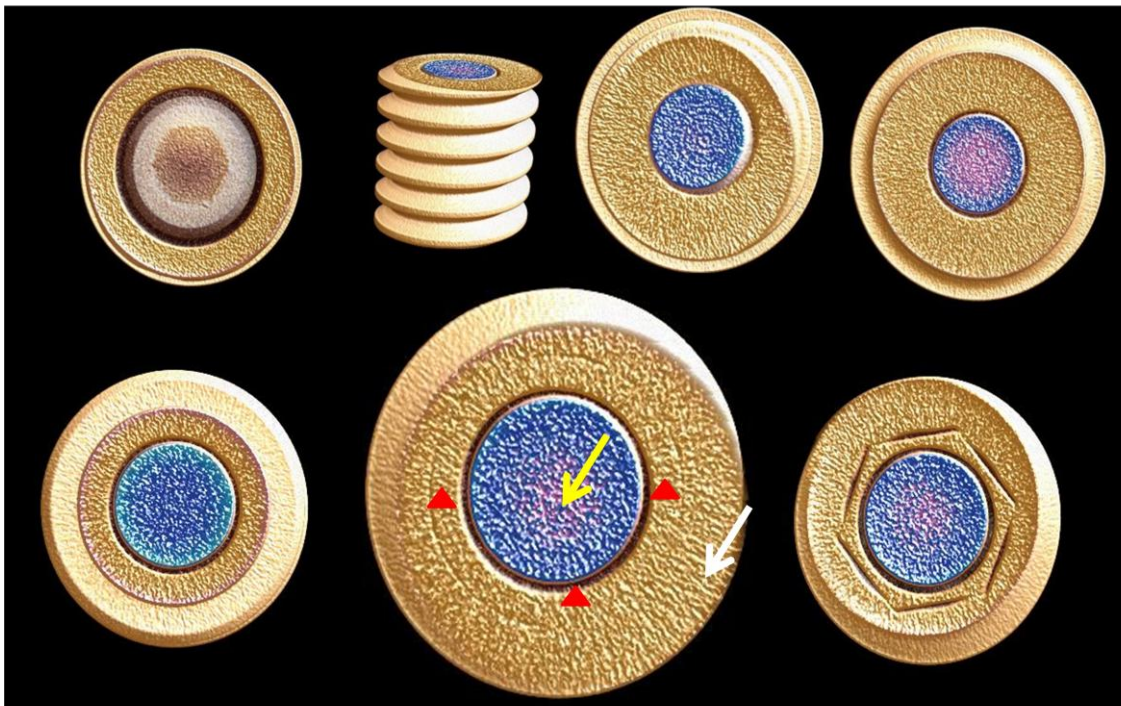


Figura 19: Reconstrução de imagem no programa Data Viewer (SkyScan). Cortes transversais da conexão cone Morse com pilar tipo UCLA e respectivo parafuso de retenção. A seta amarela indica o parafuso de retenção, triângulos vermelhos o pilar UCLA e seta branca o implante cone Morse.

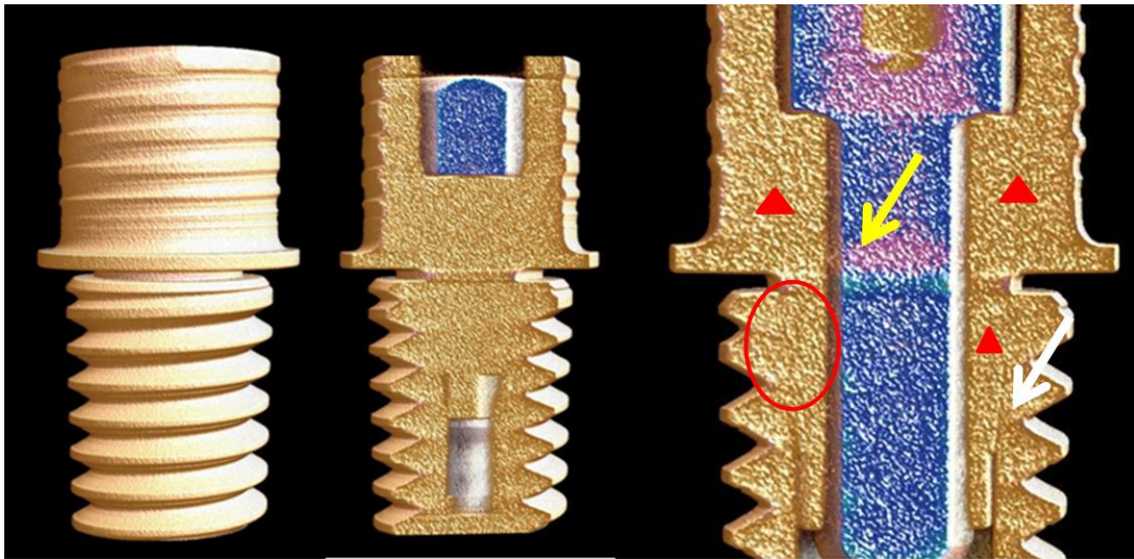


Figura 20: Reconstrução da imagem no programa Data Viewer (SkyScan). Corte sagital da conexão cone Morse com pilar tipo UCLA e respectivo parafuso de retenção. A seta amarela indica o parafuso de retenção, os triângulos vermelhos o pilar UCLA, seta branca o implante de conexão cone Morse e a elipse vermelha demonstra uma região de interface implante/pilar.

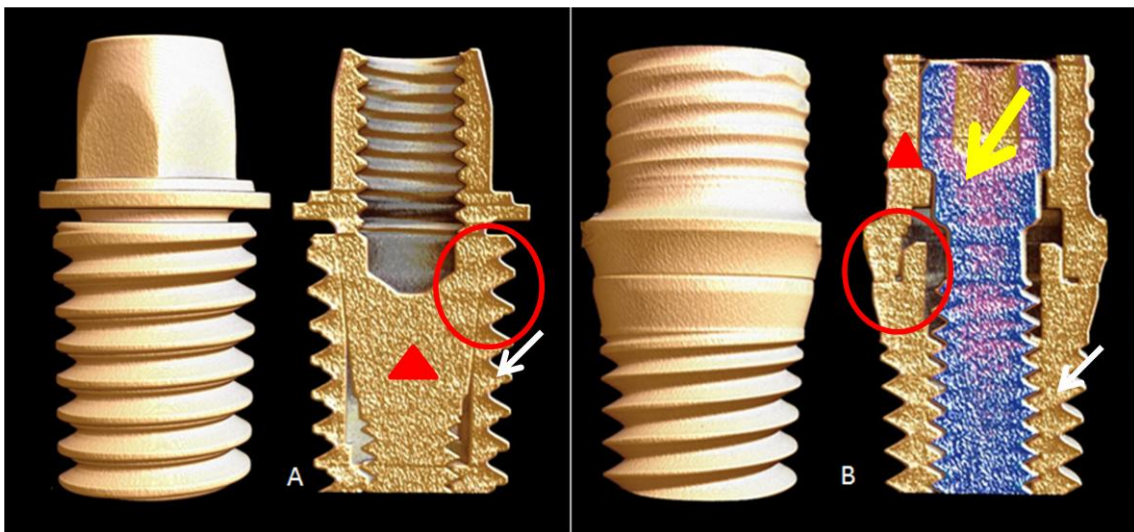


Figura 21: Reconstrução da imagem no programa Data Viewer (SkyScan). Vista frontal de corte longitudinal. A) Conexão cone Morse e pilar flexcone B) Conexão hexagonal externa com pilar UCLA e respectivo parafuso de retenção. A seta amarela demonstra o parafuso de retenção, os triângulos vermelhos os pilares, setas brancas os implantes e as elipses vermelhas demonstram a interface implante/pilar.

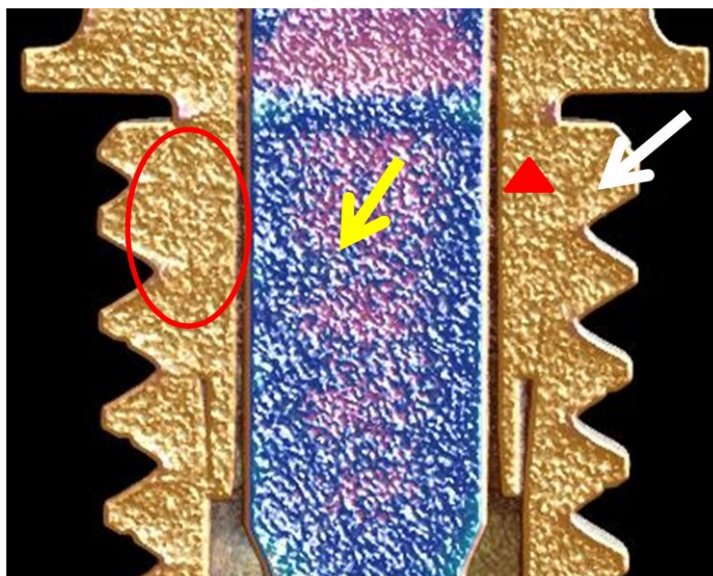


Figura 22: Reconstrução da imagem no programa Data Viewer (SkyScan). Vista frontal de corte longitudinal da conexão cone Morse com o pilar tipo UCLA e respectivo parafuso de retenção, com zoom na área de interesse. A seta amarela demonstra o parafuso de retenção, o triângulo vermelho o pilar UCLA, seta branca o implante de conexão cone Morse e a elipse ilustra a interface implante/pilar.

#### 5.4 Cálculo do volume da interface/implante

O volume da interface pila/implante (*GAP*) foi obtido através da subtração do valor de “*Total volume of pore space*” adquirido no FULL menos valor de “*Total volume of pore space*” no ROI. Assim temos:

Tabela 4: Valores obtidos do FULL e do ROI através do programa CTAn<sup>®</sup>.

	<b>FULL</b>	<b>ROI</b>	<b>GAP</b>
<b>HEC</b>	1,54422 mm <sup>3</sup>	0,86476 mm <sup>3</sup>	0,67946 mm <sup>3</sup>
<b>CMC</b>	0,50860 mm <sup>3</sup>	0,43042 mm <sup>3</sup>	0,07818 mm <sup>3</sup>
<b>FCC</b>	1,42439 mm <sup>3</sup>	1,41620 mm <sup>3</sup>	0,00819 mm <sup>3</sup>

HEC (FULL)		
Surface of closed pores	0.00000	mm <sup>2</sup>
Closed porosity (percent)	0.00000	%
Volume of open pore space	1.54422	mm <sup>3</sup>
Open porosity (percent)	Po(op) 35.43054	%
Total volume of pore space	Po_V(tot) 1.54422	mm <sup>3</sup>
Total porosity (percent)	Po(tot) 35.43054	%
Euler number	Eu.N	10
Connectivity	Conn	80
HEC (ROI)		
Surface of closed pores	0.00000	mm <sup>2</sup>
Closed porosity (percent)	0.00000	%
Volume of open pore space	0.86476	mm <sup>3</sup>
Open porosity (percent)	Po(op) 34.39418	%
Total volume of pore space	Po_V(tot) 0.86476	mm <sup>3</sup>
Total porosity (percent)	Po(tot) 34.39418	%
Euler number	Eu.N	5
Connectivity	Conn	0

Figura 23: Resultado do “Total volume of pore space” fornecido pelo software CTan<sup>®</sup>.

Assim, o volume do *gap* existente na interface pilar/implante foi de 0,67946 mm<sup>3</sup> para o grupo HEC, 0,07818 mm<sup>3</sup> para o grupo CMC e de 0,00819 mm<sup>3</sup> para o grupo FCC.

## Resultados da microinfiltração – capacidade de vedação

Os valores liberação do corante de azul de toluidina para os diferentes grupos, tempos de análises e diferentes protocolos (controle e teste) estão ilustrados na tabela 5. De maneira geral, não houve diferença estatisticamente significantes entre os diferentes grupos de conexões para os protocolos controle e teste em todos os períodos analisados, exceto para o grupo FCC analisado no período de 96 horas, que apresentou menores valores de liberação de corante em relação ao HEC e CMC ( $p=0,0225$ ), e entre os grupos CMT e HET analisados no período de 24 horas, sendo que o grupo HET apresentou os maiores valores de liberação de AT em relação ao grupo CMT ( $p=0,028$ ).

Na comparação entre os grupos controle e teste para o mesmo período de análise experimental, não houve, de modo geral, diferença estatisticamente significativa para o fator de estudo analisado, exceto entre os grupos HE analisados nos períodos de 6 horas ( $P=0,0057$ ) e 24 horas ( $P=0,0158$ ).

Em relação à comparação da conexão submetida à mesma análise (controle ou teste) nos diferentes períodos analisados verificou-se que o grupo FCC não apresentou diferença estatisticamente significativa nos diferentes tempos analisados ( $p>0,05$ ), entretanto para o FCT, a análise averiguada no tempo de 96 horas demonstrou maiores valores de microinfiltração que no período de 6 horas ( $p=0,191$ ).

Em relação à comparação da conexão CMC nos diferentes períodos observou-se que 96 e 72 horas apresentaram maiores valores de liberação de azul de toluidina em relação aos períodos de 1, 3, 6, 24 e 48 horas ( $p<0,05$ ). Já em relação à mesma conexão e o protocolo de trabalho (CMT) não foi observada diferença estatisticamente significativa nos tempos avaliados ( $p>0,05$ ).

Em relação à conexão HE e o protocolo controle (HEC) podemos observar que o período de 96 horas apresentou maior liberação do corante em relação aos períodos 1, 3, 6 e 24 ( $p<0,05$ ). Com relação ao protocolo teste (HET) na mesma conexão analisada, pode-se avaliar que o período de 72 horas apresentou maiores liberações de corante que em 1, 3, 6 e 24 horas ( $p<0,05$ ).

Tabela 5: Valores médios e desvios padrões ( $\mu\text{L}$ ) dos volumes de azul de toluidina liberados em função do tipo de conexão protética (HE, CM, FC), período de análise (1, 3, 6, 24, 72, 96, 144 horas) e uso de agente de vedação (controle e teste)\*.

		HE	CM	FC
Controle	1 hora	0,056 $\pm$ 0,002 Ca	0,055 $\pm$ 0,005 Ca	0,053 $\pm$ 0,005 Aa
	3 horas	0,055 $\pm$ 0,005 Ca	0,055 $\pm$ 0,003 Ca	0,056 $\pm$ 0,006 Aa
	6 horas	0,056 $\pm$ 0,03 Ca*	0,055 $\pm$ 0,002 Ca	0,053 $\pm$ 0,003 Aa
	24 horas	0,058 $\pm$ 0,004 BCa*	0,055 $\pm$ 0,003 Ca	0,057 $\pm$ 0,004 Aa
	48 horas	0,058 $\pm$ 0,005 ABCa	0,056 $\pm$ 0,005 BCa	0,055 $\pm$ 0,005 Aa
	72 horas	0,063 $\pm$ 0,007 ABa	0,063 $\pm$ 0,005 Aa	0,058 $\pm$ 0,012 Aa
	96 horas	0,064 $\pm$ 0,005 Aa	0,065 $\pm$ 0,006 Aa	0,054 $\pm$ 0,013 Ab
	144 horas	0,059 $\pm$ 0,005 ABCa	0,061 $\pm$ 0,006 ABa	0,061 $\pm$ 0,005 Aa
Teste	1 hora	0,054 $\pm$ 0,005 CDa	0,055 $\pm$ 0,005Aa	0,056 $\pm$ 0,004ABa
	3 horas	0,056 $\pm$ 0,004 BCDa	0,055 $\pm$ 0,004Aa	0,057 $\pm$ 0,003 ABa
	6 horas	0,052 $\pm$ 0,001 Da*	0,054 $\pm$ 0,004Aa	0,054 $\pm$ 0,004 Ba
	24 horas	0,063 $\pm$ 0,005 ABa*	0,056 $\pm$ 0,005Ab	0,060 $\pm$ 0,005 ABab
	48 horas	0,061 $\pm$ 0,007 ABCa	0,060 $\pm$ 0,005Aa	0,058 $\pm$ 0,007 ABa
	72 horas	0,066 $\pm$ 0,007 Aa	0,052 $\pm$ 0,017Aa	0,063 $\pm$ 0,001 ABa
	96 horas	0,063 $\pm$ 0,009 ABa	0,055 $\pm$ 0,018Aa	0,065 $\pm$ 0,013 Aa
	144 horas	0,060 $\pm$ 0,008 ABCDa	0,064 $\pm$ 0,008Aa	0,061 $\pm$ 0,008 ABa

\*Médias seguidas pelas letras distintas, (maiúsculas na coluna, minúsculas na linha e asterisco para a comparação entre os protocolos para o mesmo tempo experimental) apresentam diferença estatisticamente significativa (5%).



## Discussão



## 6 DISCUSSÃO

O aprimorar de métodos que possibilitem um menor índice de perda de pré-carga, tanto em caráter imediato quanto tardio, são importantes para a manutenção da estabilidade da conexão parafusada. Para conseguir mensurar a pré-carga tem sido adotado o valor do torque reverso como sendo o equivalente a pré-carga(9, 15, 17, 18, 20, 47-49). Sendo assim, neste estudo os valores de destorque dos parafusos de retenção protéticos foram utilizados como ferramenta para a avaliação da estabilidade da conexão parafusada, tendo como uma das variáveis o uso ou não de um agente de vedação (LOCTITE® 2400) na interface implante/parafuso.

Esse vedante é utilizado na mecânica para o travamento e vedação de superfícies rosqueadas, porém ao se voltar para a área médica/odontologia não foram encontrados artigos que mostrassem sua utilização. Para tanto, esses apresentam características que nos levaram a estudá-lo mais a fundo tais como permitir a desmontagem das peças com o auxílio de ferramentas manuais, possuir cura na presença de superfícies metálicas e na ausência de ar, o que seria algo positivo, pois os componentes das próteses sobre implante são metálicos além de evita o afrouxamento. Tem como componente base o éster dimetacrilato e foi selecionado entre vários vedantes da mesma marca por, segundo o fabricante, não apresentar risco à saúde ao se manipular o produto(39).

Os resultados desta pesquisa mostram que as características deste produto conferiram resultados positivos em relação aos valores de destorque, negando, portanto, a primeira hipótese nula deste estudo, uma vez que o agente de vedação alterou os resultados da manutenção da pré-carga pós-

ciclagem mecânica. Isso foi observado ao se analisar que todos os valores de destorque dos grupos onde foi utilizado o vedante anaeróbico (HET=126,31%, CMT=101,32% e FCT=155,02%) foram estatisticamente superiores aos valores dos grupos HEC, CMC e FCC (tabela 2). No caso do grupo HET este aumento se deu de 26,31%, ou seja, o torque inicial dado neste parafuso de retenção foi de 30 N.cm e com a utilização do vedante anaeróbico a média de destorque passou a ser de 37,89 N.cm. Isso se torna mais notável no grupo FCT, no qual foi aplicado um torque de 30N.cm e com a utilização do vedante sua média de destorque foi de 46,50 N.cm (tabela 2). Aplicando esses resultados para a atividade clínica, aumentar os valores de pré-carga implica na diminuição do afrouxamento do parafuso de retenção, o que teria grande valia para a preservação de próteses parafusadas e, sobretudo, para as próteses cimentadas, uma vez que poderia se evitar a destruição e consequente perda dessas próteses, que geralmente ocorrem por consequência do afrouxamento do parafuso de retenção de seu pilar de sustentação.

Estes maiores valores podem ser explicados pelas características do agente de vedação de absorver a vibração provocada pela ciclagem mecânica, aumentando assim a estabilidade da conexão parafusada. Provavelmente o agente de vedação preenche os espaços vazios existentes entre as roscas internas dos implantes e as dos parafusos de retenção, formando um agente de ligação de duas estruturas rígidas e um intermediário maleável. Esse “sanduíche” absorve as vibrações e distribui as forças mais uniformemente para as paredes dos componentes, simulando estruturas sanduíches presentes em grandes construções na engenharia(50).

Além disso, o atrito friccional entre as peças é um dos principais causadores de perda de energia, assim um maior valor de pré-carga pode ser alcançado com menores coeficientes de atrito entre as superfícies contactantes(21). Por conseguinte, nos grupos testes (HET, CMT e FCT) o torque de aperto foi facilitado pelo uso da camada de agente de vedação, visto que a característica viscosa do produto age como um lubrificante, diminuindo o atrito friccional entre as peças facilitando o alcance do torque desejado e diminuindo a perda da pré-carga. Por outro lado, poderia dificultar a manutenção da estabilidade em um segundo momento. Mas como citado pelo fabricante, o vedante utilizado nesta pesquisa tem a cura quando confinado entre superfícies metálicas e na ausência de ar (anaeróbicos)(39), sendo assim, capaz de tornar mais estável a união. Ademais, pela presença do material nessa interface, mesmo que se tente realizar o movimento de abertura do parafuso, este material agora “curado” aumentaria o atrito entre as peças no momento do desaperto, melhorando ainda mais os resultados do destorque.

Podemos ressaltar ainda, que o agente de vedação mantém uma das principais características e vantagens das próteses parafusadas, a reversibilidade, tornando assim possível realizar o afrouxamento da peça protética com o auxílio de uma catraca manual, o que permite modificações, reparos, ajustes e manutenções das próteses parafusadas(51).

Embora seja um problema desagradável, o afrouxamento de próteses implantossuportadas acaba sendo um alarme para evitar que ocorram problemas maiores, como fraturas dos componentes ou até mesmo do implante. O afrouxamento do parafuso de retenção tem um difícil diagnóstico e,

quando essa complicação se repete, é sinal que algo não vai bem e precisamos aprofundar o exame(52).

Pelos resultados expostos na tabela 2, os valores das médias dos destorques obtidos nos grupos HEC e CMC foram menores que os valores de torque inicial, assim como nos resultados encontrados em diversos outros estudos(10, 18, 21, 47, 53). O grupo CMC teve uma redução de 24,61% e o grupo HEC teve uma redução de 19,46% corroborando os achados de Vianna et al.(12) (2013) nos quais foram utilizados conexões hexagonais. Este achado, comum em variados estudos de pré-carga(9, 17, 54) e por isso esperado<sup>15</sup>, pode ser atribuído ao mecanismo de sedimentação(21), fenômeno que faz com que seja liberada energia à medida que as superfícies irregulares são achatadas(21, 55), resultando em perda imediata de parte do torque aplicado. Além do efeito da sedimentação, ao simular a mastigação, podemos observar o prejuízo causado pela distribuição irregular das forças oclusais nos grupos HEC e CMC, os quais levaram a vibrações dos componentes e por consequente os deslizamentos das roscas em sentido oposto,(15, 23) tornando menores os valores de torque reverso.

Sabe-se que o parafuso de retenção em conexões hexagonais externas é fundamental para a estabilidade do sistema, pois é por ele que se dá importante parte da transmissão de tensões gerada durante a mastigação. Diferente do que ocorre em conexões tipo cone Morse na qual a maior parte dessa transmissão se dá na região de contato entre as paredes internas do implante e as externas do pilar. Assim, as conexões cônicas protegem o parafuso de retenção do pilar de cargas possivelmente prejudiciais, o que torna essas conexões mais estáveis e menos suscetíveis a afrouxamento do

parafuso(2). Desta maneira, era de se esperar a superioridade do grupo CMC sobre o grupo HEC após a ciclagem mecânica, uma vez que o grupo CMC foi composto de uma conexão cone Morse o que se torna favorável à dissipação de tensões. No entanto, quando analisamos a tabela 2 vemos que não houve diferença estatisticamente significativa ( $p>0,05$ ) entre os grupos HEC e CMC, ambos com pilar tipo UCLA. Porém, a conexão cone Morse associada ao pilar flexcone foi significativamente superior às demais ( $p<0,05$ ).

Já há algumas décadas(2) as empresas vem se aperfeiçoando e buscando alternativas tanto no que se refere aos implantes quanto aos pilares protéticos a fim de minimizar os problemas relacionados ao afrouxamento e microinfiltração bacteriana<sup>2</sup>. Frete a isso, o intermediário protético é um componente que funciona como elemento de ligação entre a prótese e o implante. Este intermediário é fundamental para a diminuição da magnitude de forças que chegam ao implante e ao parafuso de retenção (17).

Nesta pesquisa foi utilizado um pilar intermediário diferente dos convencionais (Flexcone<sup>®</sup> - grupos FCC e FCT). No grupo FCC podemos observar que após a ciclagem mecânica não houve prejuízo dos valores de destorque (104,09%). Isso provavelmente se deve à distribuição de forças mais uniformes em um sistema de dois parafusos de retenção, além do que o parafuso de retenção do pilar *flexcone* é unido ao pilar (corpo único), isso faz com que seja possível a confecção de um parafuso mais espesso, aumentando a estabilidade de todo o sistema. Além do que a adaptação adequada entre o implante cone Morse e o pilar do tipo *flexcone* faz com que as forças sejam transmitidas para as paredes laterais da conexão cônica exigindo assim menos do parafuso de retenção(17). O uso do pilar *flexcone* se mostrou superior

( $p < 0,05$ ) na comparação entre os grupos controles e ainda mais entre os grupos testes, no qual apresentou aumento de 55,02% no valor médio de destorção, em relação ao torque de aperto (Tabela 2).

Segundo Sakaguchi & Borgersen(56) (1993) pode haver diferença na obtenção da pré-carga obtida quando se utiliza componentes de diferentes lotes. Isso se deve às diferenças estruturais durante o processo de fabricação, podendo apresentar um comportamento mecânico diferente(56). Com o intuito de controlar essa variável, os parafusos, implantes e pilares utilizados na presente pesquisa pertenciam ao mesmo lote. Além disso, todos os componentes utilizados foram oriundos do mesmo fabricante, uma vez que componentes de diferentes marcas, quando intercambiados, aumentam as possibilidades do afrouxamento do parafuso e até fratura dos seus componentes devido às diferenças na composição química e nas características físicas dos componentes utilizados pelas empresas (57).

A segunda hipótese nula do trabalho também foi negada, pois o desajuste vertical da interface pilar/implante sofreu influência da ciclagem mecânica. A tabela 3 evidencia que ao se comparar os valores de desajuste dos grupos HEC e HET antes e após a ciclagem mecânica observamos que os dois grupos tiveram redução dos valores após a ciclagem mecânica, porém somente o grupo HET revelou diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ). Esses resultados estão de acordo com os de Jorge et al., (17) (2013) e Moris et al., (11) (2017) nos quais foi avaliada a influência do carregamento mecânico cíclico sobre o desajuste de coroas implantossuportadas, tendo encontrado uma diminuição do desajuste após a ciclagem mecânica. Isso também foi observado em conexões tipo cone Morse por Gehrke e Pereira em 2014(33),

que relataram uma média de  $3,34 \pm 2,17 \mu\text{m}$  antes da ciclagem mecânica, e  $1,35 \pm 0,64 \mu\text{m}$  pós-ciclagem mecânica. Os autores acreditam que esta diminuição do desajuste esteja ligada diretamente a deformação plástica e desgaste dos componentes frente à pressão sofrida durante a carga oclusal simulada. Assim, ao eliminar as interferências inerentes ao processo de usinagem ocorrerá a aproximação dos componentes.

Este estudo analisou o desajuste vertical pré e pós-ciclagem no esteriomicroscópio somente para os grupos HE, pois os pilares UCLA utilizados na conexão cônica tem plataforma protética de 4.5mm e os pilares flexcone 4.0mm, enquanto que os implantes cone Morse utilizados apresentavam plataforma de 3.5mm, formando uma “saia” na interface que impossibilitou a realização das leituras no estereomicroscópio com vista oclusal, o que evidenciaria o nível de ajuste/desajuste na interface pilar/implante.

Para o grupo HET, além do exposto acima outro aspecto deve ser considerado na diminuição do *gap*, que é a viscosidade do material de vedação que permitiu a lubrificação das roscas, melhorando a acomodação das partes durante a pressão da ciclagem mecânica, registrando, assim, um valor médio de desajuste vertical pós-ciclagem mecânica de  $4,01 \mu\text{m}$ . Valor esse mais baixos que os obtidos por Mori et al., (32) em 2014, que observaram um valor médio de desadaptação de  $7,36 \mu\text{m}$ .

Estudos *in vitro*(6, 14, 24, 30, 36) e *in vivo*(34, 35) demonstraram a contaminação por bactérias da porção interna de implantes osseointegráveis e osseointegrados. Considerando o biofilme bacteriano como um importante fator etiológico da perimplantite, a infiltração bacteriana poderá afetar a evolução do tratamento e interferir no sucesso em longo prazo dos implantes

osseointegráveis(6). Pensando neste aspecto o volume existente entre o pilar e o implante foi calculado neste trabalho a partir das imagens de Micro CT e do *software* CTAn<sup>®</sup>. Na tabela 4 pode-se observar que os valores variam conforme o tipo de conexão protética e o tipo de pilar utilizado. Pôde-se constatar que o volume foi reduzido para as conexões cônicas (CMC = 0,07818 e FCC = 0,00819 mm<sup>3</sup>) em relação a conexão hexagonal (0,67946 mm<sup>3</sup>), porém, esse foi diminuto na conexão cônica adaptada ao pilar *flexcone*. Portanto, podemos extrair que as conexões cônicas adaptadas a pilares *flexcone* promoveram uma melhor adaptação nesta região.

O presente estudo também analisou a capacidade de selamento por meio da espectrofotométrica para avaliação da microinfiltração pela mensuração de liberação de corante. Para tanto, a terceira hipótese nula deste trabalho foi aceita, pois o agente de vedação não influenciou no selamento da interface pilar/implante pós-ciclagem mecânica (tabela 5), observando a liberação de corante em todos os grupos analisados e em todos os períodos. Nossos resultados vêm corroborar com os de Rimondini et al.(35) (2001), que utilizaram um anel de silicone na interface pilar/implante e Proff et al.(24) (2006) que utilizaram guta percha com intuito de realizar o selamento da interface, uma vez que esses autores demonstraram que ambas as técnicas apresentaram contaminação bacteriana.

Os resultados indicam uma liberação discreta de corante na interface implante/pilar para o meio externo (tabela 5). Em um cenário clínico, estes achados podem servir de caminho de duas vias para a entrada e saída de uma grande variedade de microorganismos. Esta investigação está de acordo com estudos anteriores, os quais demonstram a liberação e/ ou a



penetração de fluído bidimensionais(6, 14, 24, 30, 34-36). A ciclagem mecânica(36), o uso de diferentes conexões ou diferentes pilares (29, 30) também apontam para a incapacidade desses sistemas de impedir a passagem de microorganismos pela interface pilar/implante e a consequente liberação de endotoxinas. Foi o que observamos neste trabalho, visto que houve, de maneira geral, um aumento na liberação do corante com o decorrer do tempo em todas as conexões analisadas, exceto para o grupo da conexão *flexcone* controle e para o grupo cone Morse associado ao agente vedante.

A presença de “*gaps*” entre a interface implante/pilar é, provavelmente, decorrente de usinagem imprecisa dos componentes dessas conexões(9), (57) e/ou de altas tolerâncias de adaptação entre os componentes.

O tipo de conexão implante/pilar tem sido um dos parâmetros comumente alterados pelos fabricantes na tentativa de diminuir o *gap* das junções estabelecendo, assim, melhor estabilidade protética(31). De maneira geral, as conexões cone Morse apresentam melhor capacidade de selamento(8) e tem mostrado maior previsibilidade. No presente estudo a conexão cone Morse associado ao pilar *flexcone* demonstrou superioridade tanto na manutenção dos valores de destorque quanto no diminuto volume existente no *gap* em relação aos outros grupos, sugerindo assim, bom prognóstico para o seu uso clínico.

Pode-se supor que os testes *in vitro* podem apresentar valores diferentes comparativamente aos testes *in vivo*. Este estudo apresentou algumas limitações como a impossibilidade de realizar as leituras de desadaptação entre implante/pilar nos grupos onde foram utilizados implantes

cone Morse, necessidade da desinclusão dos corpos-de-prova do poliuretano e amostra relativamente pequena para o escaneamento no Micro-CT, que deveram ser contornadas nos próximos estudos.

Para pesquisas futuras projetamos avaliar o agente de vedação em relação a sua biocompatibilidade, citotoxicidade, capacidade de vedação frente a diferentes micro-organismos, sua solubilidade aos fluidos orais e, uma vez comprovada sua eficácia nas avaliações anteriores, realizar estudos longitudinais a fim de evidenciar sua eficácia no uso clínico.



Conclusão

## 7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos e considerando as limitações deste estudo, concluiu-se que:

- O agente de vedação demonstrou significativa efetividade na manutenção da pré-carga em todas as conexões avaliadas.
- A junção parafusada que associou implante cone Morse com o pilar *flexcone* foi significativamente superior às demais, especialmente quando associada ao agente de vedação.
- Em relação ao desajuste vertical, o agente de vedação colaborou para a diminuição do *gap* pós-ciclagem mecânica para a conexão hexagonal externa.
- Numericamente, o *gap* existente na interface pilar/implante mostrou-se crescente na seguinte ordem: HE/UCLA (0,67946 mm<sup>3</sup>) > CM/Ucla (0,07818 mm<sup>3</sup>) > CM/Flexcone (0,00819 mm<sup>3</sup>).
- Em relação à microinfiltração o agente de vedação não melhorou de forma contundente as diferentes conexões.



## Referências

## REFERÊNCIAS

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
2. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):76-94.
3. Pita MS, Anchieta RB, Barao VA, Garcia IR, Jr., Pedrazzi V, Assuncao WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg* 2011; 22: 2327-31.
4. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012;23 (6):22-38.
5. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(1):40-4.
6. Smith NA, Turkyilmaz I. Evaluation of the sealing capability of implants to titanium and zirconia abutments against *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, and *Fusobacterium nucleatum* under different screw torque values. *J Prosthet Dent* 2014;112: 561-7.
7. Costa GN, Martinez EF, Ruellas AM, Peruzzo DC, Joly JC, Napimoga MH. Microbiological Sealing Analysis of a Tapered Connection and External Hexagon System. *Int J Dent* 2017:3849085.
8. Nascimento C, Ikeda LN, Pita MS, Pedroso e Silva RC, Pedrazzi V, Albuquerque RF, et al. Marginal fit and microbial leakage along the implant-abutment interface of fixed partial prostheses: An in vitro analysis using Checkerboard DNA-DNA hybridization. *J Prosthet Dent* 2015;114:831-8.
9. Assuncao WG, Barao VA, Delben JA, Gomes EA, Garcia IR, Jr. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res* 2010;55:12-8.
10. Lepesqueur LS, de Figueiredo VM, Ferreira LL, Sobrinho AS, Massi M, Bottino MA, et al. Coating dental implant abutment screws with diamondlike carbon doped with diamond nanoparticles: the effect on maintaining torque after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30(6):1310-6.
11. Moris IC, Faria AC, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Abutments with reduced diameter for both cement and screw retentions: analysis of failure modes and misfit of abutment-crown-connections after cyclic loading. *Clin Oral Implants Res* 2017;28(4):432-6.
12. Vianna Cde A, Delben JA, Barao VA, Ferreira MB, dos Santos PH, Assuncao WG. Torque stability of different abutment screws submitted to mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(5):e209-14.

13. Mouhyi J, Dohan Ehrenfest DM, Albrektsson T. The peri-implantitis: implant surfaces, microstructure, and physicochemical aspects. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;14:170-83.
14. Besimo CE, Guindy JS, Lewetag D, Meyer J. Prevention of bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained crowns on implants in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(5):654-60.
15. Assuncao WG, Delben JA, Tabata LF, Barao VA, Gomes EA, Garcia IR, Jr. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent* 2012;21(1):46-50.
16. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(3):360-70.
17. Jorge JR, Barao VA, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(2):415-22.
18. de Oliveira Silva TS, Mendes Alencar SM, da Silva Valente V, de Moura CD. Effect of internal hexagonal index on removal torque and tensile removal force of different Morse taper connection abutments. *J Prosthet Dent* 2016; 117(5):621-627.
19. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42(1):71-89.
20. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006;15:164-71.
21. Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Safari H, Samandari MM, Geramipannah F. Dynamic nature of abutment screw retightening: finite element study of the effect of retightening on the settling effect. *J Prosthet Dent* 2015;113:412-9.
22. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008;19(12):1276-84.
23. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9(2):149-60.
24. Proff P, Steinmetz I, Bayerlein T, Dietze S, Fanghanel J, Gedrange T. Bacterial colonisation of interior implant threads with and without sealing. *Folia Morphol (Warsz)* 2006;65(1):75-7.
25. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(5):620-5.
26. Rismanchian M, Hatami M, Badrian H, Khalighinejad N, Goroochi H. Evaluation of microgap size and microbial leakage in the connection area of 4 abutments with Straumann (ITI) implant. *J Oral Implantol* 2012;38(6):677-85.

27. Nascimento C, Pita MS, Fernandes FH, Pedrazzi V, de Albuquerque Junior RF, Ribeiro RF. Bacterial adhesion on the titanium and zirconia abutment surfaces. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(3):337-43.
28. Khongkhunthian P, Khongkhunthian S, Weerawatprachya W, Pongpat K, Aunmeungtong W. Comparative study of torque resistance and microgaps between a combined Octatorx-cone connection and an internal hexagon implant-abutment connection. *J Prosthet Dent* 2015;113(5):420-4.
29. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(4):527-40.
30. Gross M, Kozak D, Laufer BZ, Weiss EI. Manual closing torque in five implant abutment systems: an in vitro comparative study. *J Prosthet Dent* 1999;81(5):574-8.
31. Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NR. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J Oral Rehabil* 2008;35(12):917-24.
32. De Mori R, Ribeiro CF, da Silva-Concilio LR, Claro Neves AC. Evaluation of castable and premachined metal base abutment/implant interfaces before and after cyclical load. *Implant Dent* 2014;23(2):212-7.
33. Gehrke SA, Pereira Fde A. Changes in the abutment-implant interface in Morse taper implant connections after mechanical cycling: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(4):791-7.
34. Groenendijk E, Dominicus JJ, Moorer WR, Aartman IH, van Waas MA. Microbiological and clinical effects of chlorhexidine enclosed in fixtures of 3I-Titamed implants. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(2):174-9.
35. Rimondini L, Marin C, Brunella F, Fini M. Internal contamination of a 2-component implant system after occlusal loading and provisionally luted reconstruction with or without a washer device. *J Periodontol* 2001;72(12):1652-7.
36. Podhorsky A, Putzier S, Rehmann P, Streckbein P, Domann E, Wostmann B. Bacterial Contamination of the Internal Cavity of Dental Implants After Application of Disinfectant or Sealant Agents Under Cyclic Loading In Vitro. *Int J Prosthodont* 2016;29(5):493-5.
37. Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):875-81.
38. Lorenzoni FC, Coelho PG, Bonfante G, Carvalho RM, Silva NR, Suzuki M, et al. Sealing Capability and SEM Observation of the Implant-Abutment Interface. *Int J Dent* 2011;2011:864183.
39. Loctite [<http://www.loctite-consumo.com.br/pt.html>] acesso em 20/05/2015.



40. Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent* 1998; 79(4):430-2.
41. Prado AM, Pereira J, Silva FS, Henriques B, Nascimento RM, Benfatti CA, et al. Wear of Morse taper and external hexagon implant joints after abutment removal. *J Mater Sci Mater Med* 2017; 28(5):65.
42. Hergenrother RW, Wabers HD, Cooper SL. Effect of hand segment chemistry and strain on the stability of polyurethanes: in vivo biostability. *Biomaterials* 1993;14(6):449-58.
43. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:720-6.
44. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;95:111-6.
45. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2005;32(11):838-43.
46. Sahin C, Ayyildiz S. Correlation between microleakage and screw loosening at implant-abutment connection. *J Adv Prosthodont* 2014;6(1):35-8.
47. JA D, VA B, PH DS, WG A. - Influence of abutment type and esthetic veneering on preload maintenance of. *J Prosthodont* 2014;23(2):134-9.
48. Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Safari H, Samandari MM, Geramipanah F. The dynamic nature of abutment screw retightening: Finite element study of the effect of retightening on the settling effect. *J Prosthet Dent* 2015;113(5):412-9.
49. Lee HW, Alkumru H, Ganss B, Lai JY, Ramp LC, Liu PR. The Effect of Contamination of Implant Screws on Reverse Torque. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30(5):1054-60.
50. Gagliardo DP, Mascia NT. Análise de estruturas sanduíche: parâmetros de projeto. *Scientific Eletronic Library Online* 2010; 10:4.
51. Crespi R, Cappare P, Gastaldi G, Gherlone EF. Immediate occlusal loading of full-arch rehabilitations: screw-retained versus cement-retained prosthesis. An 8-year clinical evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29(6):1406-11.
52. Aboyousséf H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83(4):450-5.
53. Nigro F, Sendyk CL, Francischone CE, Jr., Francischone CE. Removal torque of zirconia abutment screws under dry and wet conditions. *Braz Dent J* 2010; 21(3):225-8
54. Ferreira MB, Delben JA, Barao VA, Faverani LP, Dos Santos PH, Assuncao WG. Evaluation of torque maintenance of abutment and cylinder screws with Morse taper implants. *J Craniofac Surg* 2012;23(6):631-4.

55. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-9.
56. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(6):655-61.
57. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:26-35.



# Anexos

**ANEXO A**

## Normas para publicação no periódico pretendido

### “The International Journal of ORAL & MAXILLOFACIAL IMPLANTS”



#### GUIDELINES FOR AUTHORS

##### MANUSCRIPT SUBMISSION

Submit manuscripts via JOMI's online submission service:  
[www.manuscriptmanager.com/jomi](http://www.manuscriptmanager.com/jomi)  
 Manuscripts should be uploaded as a Word (doc) file with tables and figures preferably embedded at the end of the document.  
*No paper version is required.*

**Acceptable material.** Original articles are considered for publication on the condition they have not been published or submitted for publication elsewhere (except at the discretion of the editors). Articles on implant or tissue engineering (TE) basic or clinical research, clinical applications of implant/TE research and technology, proceedings of pertinent symposia or conferences, quality review papers, and matters of education related to the implant/TE field are invited.

**Number of authors.** Authors listed in the byline should be limited to four. Secondary contributors can be acknowledged at the end of the article. (Special circumstances will be considered by the editorial chairman.)

##### Review/editing of manuscripts.

Manuscripts will be reviewed by the editorial chairman and will be subjected to blind review by the appropriate section editor and editorial staff consultants with expertise in the field that the article encompasses. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

**Adherence to guidelines.** Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

##### ONLINE ONLY ARTICLES

All technology and case reports will appear in online format only. Articles are listed in the issue's Table of Contents and abstracts are printed in the issue. Full text of articles is available online.

##### MANUSCRIPT PREPARATION

The journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36-47). See <http://www.icmje.org>

• **Manuscripts** should be double-spaced with at least a one-inch margin all around. Number all pages. Do not include author names as headers or footers on each page.

• **Title page.** Page 1 should include the title of the article and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.

• **Abstract/key words.** The abstract should include a maximum of 350 words. A list of key words should be provided, not to exceed six. Abstracts for basic and clinical research articles must be structured with the following four sections: Purpose, Materials and Methods, Results, and Conclusions. Abstracts of short communications should also be structured but should be a maximum of 250 words. For all other types of articles (ie, literature reviews, technical and case reports), abstracts should not exceed 250 words and need not be structured.

• **Article text.** Currently there is no article page limit (within reason).

• **Acknowledgments.** Persons who have made substantive contributions to the study can be acknowledged at the end of the article. Also specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.

• **Legends.** Figure legends should be typed as a group at the end of the manuscript. Detailed legends are encouraged. For photomicrographs, specify original magnification and stain.

• **Tables.** Each table should be logically organized, typed on a separate page at the end of the manuscript, and numbered consecutively. Table title and footnotes should be typed on the same page as the table.

• **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.

• **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer name should be included parenthetically at first mention.

• **Numbers.** Per SI convention, authors are requested to use decimal points rather than commas for fractional numbers.

##### REFERENCES

• All references must be cited in the text, numbered in order of appearance.  
 • The reference list should appear at the end of the article in numeric sequence.  
 • Do not include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.  
 • Avoid using abstracts as references.  
 • Provide complete information for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include title of the chapter and names of the book's editor(s).

##### Journal reference style:

1. Waasdorp J, Reynolds MA. Allogeneic bone onlay grafts for alveolar ridge augmentation: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:525-531.

##### Book reference style:

1. Wikesjo UME, Hanisch O, Sigurdsson TJ, Caplanis N. Application of rhBMP-2 to alveolar and periodontal defects. In: Lynch SE, Genco RJ, Marx RE (eds). *Tissue Engineering: Applications in Maxillofacial Surgery and Periodontics*. Chicago: Quintessence, 1999:269-286.

##### ARTICLE ACCEPTANCE

Article acceptance is pending receipt of images judged to be of sufficient quality for publication (see the guidelines below). Once a manuscript is accepted, authors should submit high-resolution digital image files (by email or on disk) to:

**Managing Editor**  
**JOMI**  
**Quintessence Publishing Co, Inc**  
**4350 Chandler Drive**  
**Hanover Park, IL 60133**

Email: [jomi.submit@quintbook.com](mailto:jomi.submit@quintbook.com)

The disk/package should be labeled with the first author's name, shortened article title, and article number.

##### DIGITAL IMAGES/ACCEPTED ARTICLES

When preparing final images to send, consider the following points:

- Resolution must be at least 300 dpi when the image is 3 inches wide.
- Images saved in TIFF format are preferred, but JPG or EPS files are acceptable.
- Images grouped together must be saved as individual files.
- Images containing type should either be saved as a layered file or provided along with a second file with type removed.
- Line art (graphs, charts, drawings) should be provided as vector art (AI or EPS files)
- Please do not embed images into other types of documents (eg, Word, Excel, PowerPoint, etc).

##### MANDATORY SUBMISSION FORM

The Mandatory Submission Form (accessible at [www.quintpub.com](http://www.quintpub.com)) must be signed by all authors and can be uploaded as a separate document with the article submission, or it can be mailed (see address above) or faxed (630-736-3634) to the JOMI Managing Editor.

##### PERMISSIONS AND WAIVERS

- Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.
- Waivers must be obtained for photographs showing persons, otherwise faces will be masked to prevent identification.
- Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to the JOMI Managing Editor (630-736-3634).

##### REPRINTS

Reprints can be ordered from the publisher. Authors receive a 40% discount on quantities of 100 or 200.

<b>TORQUE</b>
---------------

**ANÁLISE GERAL****ANOVA Table for Torque**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	1617.185	808.592	104682.410	<.0001	209364.819	1.000
Grupo	1	.005	.005	.605	.4395	.605	.115
Implante * Grupo	2	.007	.004	.476	.6234	.952	.122
Residual	66	.510	.008				

**Means Table for Torque****Effect: Implante \* Grupo**

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
HE, Controle	12	30.113	.088	.026
HE, Trabalho	12	30.124	.091	.026
CM, Controle	12	20.093	.078	.022
CM, Trabalho	12	20.058	.055	.016
F, Controle	12	30.152	.119	.034
F, Trabalho	12	30.128	.084	.024

**Tukey/Kramer for Torque****Effect: Implante****Significance Level: 5 %**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
HE, CM	10.043	.061	S
HE, F	-.021	.061	
CM, F	-10.064	.061	S

**Tukey/Kramer for Torque****Effect: Grupo****Significance Level: 5 %**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Controle, Trabalho	.016	.041

**COMPARAÇÃO ENTRE OS IMPLANTES PARA CONTROLE****ANOVA Table for Torque****Split By: Grupo****Cell: Controle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	806.221	403.111	43154.227	<.0001	86308.454	1.000
Residual	33	.308	.009				

**Tukey/Kramer for Torque****Effect: Implante****Significance Level: 5 %****Split By: Grupo****Cell: Controle**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
HE, CM	10.019	.097	S
HE, F	-.039	.097	
CM, F	-10.058	.097	S

**COMPARAÇÃO ENTRE OS IMPLANTES PARA TRABALHO****ANOVA Table for Torque****Split By: Grupo****Cell: Trabalho**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	810.971	405.485	66393.306	<.0001	132786.611	1.000
Residual	33	.202	.006				

**Tukey/Kramer for Torque****Effect: Implante****Significance Level: 5 %****Split By: Grupo****Cell: Trabalho**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
HE, CM	10.067	.078	S
HE, F	-.003	.078	
CM, F	-10.070	.078	S

**COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS – HE****ANOVA Table for Torque****Split By: Implante****Cell: HE**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Grupo	1	.001	.001	.101	.7531	.101	.061
Residual	22	.177	.008				

**COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS – CM****ANOVA Table for Torque****Split By: Implante****Cell: CM**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Grupo	1	.008	.008	1.704	.2053	1.704	.227
Residual	22	.099	.005				

## COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS – F

### ANOVA Table for Torque

Split By: Implante

Cell: F

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Grupo	1	.004	.004	.331	.5711	.331	.084
Residual	22	.233	.011				

## DESTORQUE – PORCENTAGEM

### ANÁLISE GERAL

#### ANOVA Table for Destorque (%)

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Grupo	1	30077.869	30077.869	117.448	<.0001	117.448	1.000
Implante	2	20855.125	10427.562	40.718	<.0001	81.435	1.000
Grupo * Implante	2	2091.206	1045.603	4.083	.0213	8.166	.706
Residual	66	16902.259	256.095				

#### Means Table for Destorque (%)

Effect: Grupo \* Implante

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
Controle, HE	12	80.538	9.048	2.612
Controle, CM	12	75.392	10.411	3.005
Controle, F	12	104.085	12.885	3.720
Trabalho, HE	12	126.308	19.639	5.669
Trabalho, CM	12	101.321	15.791	4.559
Trabalho, F	12	155.020	23.351	6.741

#### Tukey/Kramer for Destorque (%)

Effect: Grupo

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
Controle, Trabalho	-40.878	7.540	S

#### Tukey/Kramer for Destorque (%)

Effect: Implante

Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
HE, CM	15.067	11.093	S
HE, F	-26.130	11.093	S
CM, F	-41.196	11.093	S

**COMPARAÇÃO ENTRE OS IMPLANTES – GRUPO CONTROLE****ANOVA Table for Destorque (%)****Split By: Grupo****Cell: Controle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	5616.964	2808.482	23.649	<.0001	47.298	1.000
Residual	33	3918.993	118.757				

**Tukey/Kramer for Destorque (%)****Effect: Implante****Significance Level: 5 %****Split By: Grupo****Cell: Controle**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
HE, CM	5.147	10.931	
HE, F	-23.547	10.931	S
CM, F	-28.693	10.931	S

**COMPARAÇÃO ENTRE OS IMPLANTES – GRUPO TRABALHO****ANOVA Table for Destorque (%)****Split By: Grupo****Cell: Trabalho**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	17329.367	8664.683	22.023	<.0001	44.047	1.000
Residual	33	12983.266	393.432				

**Tukey/Kramer for Destorque (%)****Effect: Implante****Significance Level: 5 %****Split By: Grupo****Cell: Trabalho**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
HE, CM	24.987	19.897	S
HE, F	-28.712	19.897	S
CM, F	-53.699	19.897	S

**COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS – IMPLANTE HE****ANOVA Table for Destorque (%)****Split By: Implante****Cell: HE**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Grupo	1	12568.900	12568.900	53.766	<.0001	53.766	1.000
Residual	22	5142.941	233.770				



**COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS – IMPLANTE CM****ANOVA Table for Destorque (%)****Split By: Implante****Cell: CM**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Grupo	1	4033.930	4033.930	22.552	<.0001	22.552	.998
Residual	22	3935.261	178.876				

**COMPARAÇÃO ENTRE OS GRUPOS – IMPLANTE F****ANOVA Table for Destorque (%)****Split By: Implante****Cell: F**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Grupo	1	15566.245	15566.245	43.770	<.0001	43.770	1.000
Residual	22	7824.057	355.639				

**DESADAPTAÇÃO****ANOVA Table for desadaptação**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
MATERIAL	1	1.474	1.474	.330	.5718	.330	.084
Subject(Group)	22	98.371	4.471				
Category for desadaptação	1	17.172	17.172	11.676	.0025	11.676	.920
Category for desadaptação * MATERIAL	1	.679	.679	.462	.5039	.462	.097
Category for desadaptação * Subject(Gr...	22	32.357	1.471				

**Means Table for desadaptação****Effect: Category for desadaptação \* MATERIAL**

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
CONTROLE, Antes	12	5.553	1.490	.430
CONTROLE, Depois	12	4.594	1.734	.500
TRABALHO, Antes	12	5.440	1.897	.548
TRABALHO, Depois	12	4.006	1.749	.505

**ANÁLISE GERAL**

**Tukey/Kramer for desadaptação**

**Effect: MATERIAL**

**Significance Level: 5 %**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
CONTROLE, TRABALHO	.350	1.267

**Tukey/Kramer for desadaptação**

**Effect: Category for desadaptação**

**Significance Level: 5 %**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Antes, Depois	1.196	.727

**COMPARAÇÃO ENTRE OS TEMPOS - CONTROLE**

**ANOVA Table for desadaptação**

**Split By: MATERIAL**

**Cell: CONTROLE**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Subject	11	38.640	3.513				
Category for desadaptação	1	5.510	5.510	3.215	.1005	3.215	.362
Category for desadaptação * Subject	11	18.856	1.714				

**COMPARAÇÃO ENTRE OS TEMPOS – TRABALHO**

**ANOVA Table for desadaptação**

**Split By: MATERIAL**

**Cell: TRABALHO**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Subject	11	59.731	5.430				
Category for desadaptação	1	12.341	12.341	10.055	.0089	10.055	.834
Category for desadaptação * Subject	11	13.501	1.227				

**COMPARAÇÃO ENTRE OS MATERIAIS – ANTES AGING**

**ANOVA Table for Antes**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
MATERIAL	1	.076	.076	.026	.8732	.026	.053
Residual	22	64.034	2.911				

**COMPARAÇÃO ENTRE OS MATERIAIS – DEPOIS AGING**

**ANOVA Table for Depois**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
MATERIAL	1	2.077	2.077	.685	.4167	.685	.120
Residual	22	66.694	3.032				

## MICROINFILTRAÇÃO

### ANOVA Table for TEMPO

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	2.779E-4	1.389E-4	.967	.3874	1.935	.201
Material	1	8.874E-5	8.874E-5	.618	.4357	.618	.116
Implante * Material	2	4.378E-4	2.189E-4	1.524	.2282	3.048	.297
Subject(Group)	48	.007	1.436E-4				
Category for TEMPO	7	.003	4.477E-4	12.842	<.0001	89.896	1.000
Category for TEMPO * Implante	14	.001	5.101E-5	1.463	.1228	20.488	.839
Category for TEMPO * Material	7	2.499E-4	3.570E-5	1.024	.4137	7.170	.436
Category for TEMPO * Implante * Material	14	.001	9.366E-5	2.687	.0009	37.615	.993
Category for TEMPO * Subject(Group)	336	.012	3.486E-5				

### Means Table for TEMPO

#### Effect: Category for TEMPO \* Implante \* Material

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
HE, Controle, 1hora	9	.056	.002	.001
HE, Controle, 3horas	9	.055	.005	.002
HE, Controle, 6horas	9	.056	.003	.001
HE, Controle, 24hrs	9	.058	.004	.001
HE, Controle, 48hrs	9	.058	.005	.002
HE, Controle, 72hrs	9	.063	.007	.002
HE, Controle, 96hrs	9	.064	.005	.002
HE, Controle, 144hrs	9	.059	.005	.002
HE, Trabalho, 1hora	9	.054	.005	.002
HE, Trabalho, 3horas	9	.056	.004	.001
HE, Trabalho, 6horas	9	.052	.001	4.071E-4
HE, Trabalho, 24hrs	9	.063	.005	.002
HE, Trabalho, 48hrs	9	.061	.007	.002
HE, Trabalho, 72hrs	9	.066	.007	.002
HE, Trabalho, 96hrs	9	.063	.009	.003
HE, Trabalho, 144hrs	9	.060	.008	.003
CM, Controle, 1hora	9	.055	.005	.002
CM, Controle, 3horas	9	.055	.003	.001
CM, Controle, 6horas	9	.055	.002	.001
CM, Controle, 24hrs	9	.055	.003	.001
CM, Controle, 48hrs	9	.056	.005	.002
CM, Controle, 72hrs	9	.063	.005	.002
CM, Controle, 96hrs	9	.065	.006	.002
CM, Controle, 144hrs	9	.061	.006	.002
CM, Trabalho, 1hora	9	.055	.005	.002
CM, Trabalho, 3horas	9	.055	.004	.001
CM, Trabalho, 6horas	9	.054	.004	.001
CM, Trabalho, 24hrs	9	.056	.005	.002
CM, Trabalho, 48hrs	9	.060	.005	.002
CM, Trabalho, 72hrs	9	.052	.017	.006
CM, Trabalho, 96hrs	9	.055	.018	.006
CM, Trabalho, 144hrs	9	.064	.008	.003
F, Controle, 1hora	9	.053	.005	.002
F, Controle, 3horas	9	.056	.006	.002
F, Controle, 6horas	9	.053	.003	.001
F, Controle, 24hrs	9	.057	.004	.001
F, Controle, 48hrs	9	.055	.005	.002
F, Controle, 72hrs	9	.058	.012	.004
F, Controle, 96hrs	9	.054	.013	.004
F, Controle, 144hrs	9	.061	.005	.002
F, Trabalho, 1hora	9	.056	.004	.001
F, Trabalho, 3horas	9	.057	.003	.001
F, Trabalho, 6horas	9	.054	.004	.001
F, Trabalho, 24hrs	9	.060	.005	.002
F, Trabalho, 48hrs	9	.058	.007	.002
F, Trabalho, 72hrs	9	.063	.010	.003
F, Trabalho, 96hrs	9	.065	.013	.004
F, Trabalho, 144hrs	9	.061	.008	.003

ANÁLISE GERAL

**Tukey/Kramer for TEMPO**

**Effect: Implante**

**Significance Level: 5 %**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
HE, CM	.002	.003
HE, F	.001	.003
CM, F	-3.770E-4	.003

**Tukey/Kramer for TEMPO**

**Effect: Material**

**Significance Level: 5 %**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
Controle, Trabalho	-.001	.002

**Tukey/Kramer for TEMPO**

**Effect: Category for TEMPO**

**Significance Level: 5 %**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1 hora, 3horas	-.001	.003	
1 hora, 6horas	.001	.003	
1 hora, 24hrs	-.004	.003	S
1 hora, 48hrs	-.003	.003	
1 hora, 72hrs	-.006	.003	S
1 hora, 96hrs	-.006	.003	S
1 hora, 144hrs	-.006	.003	S
3horas, 6horas	.002	.003	
3horas, 24hrs	-.002	.003	
3horas, 48hrs	-.002	.003	
3horas, 72hrs	-.005	.003	S
3horas, 96hrs	-.005	.003	S
3horas, 144hrs	-.005	.003	S
6horas, 24hrs	-.004	.003	S
6horas, 48hrs	-.004	.003	S
6horas, 72hrs	-.007	.003	S
6horas, 96hrs	-.007	.003	S
6horas, 144hrs	-.007	.003	S
24hrs, 48hrs	3.570E-4	.003	
24hrs, 72hrs	-.003	.003	
24hrs, 96hrs	-.003	.003	
24hrs, 144hrs	-.003	.003	
48hrs, 72hrs	-.003	.003	
48hrs, 96hrs	-.003	.003	
48hrs, 144hrs	-.003	.003	
72hrs, 96hrs	-1.828E-4	.003	
72hrs, 144hrs	-1.219E-4	.003	
96hrs, 144hrs	6.094E-5	.003	

COMPARAÇÃO ENTRE OS TEMPOS HE CONTROLE

**ANOVA Table for TEMPO**  
**Split By: Implante, Material**  
**Cell: HE, Controle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Subject	8	3.667E-4	4.584E-5				
Category for TEMPO	7	.001	9.896E-5	5.601	<.0001	39.206	.998
Category for TEMPO * Subject	56	.001	1.767E-5				

**Tukey/Kramer for TEMPO**  
**Effect: Category for TEMPO**  
**Significance Level: 5 %**  
**Split By: Implante, Material**  
**Cell: HE, Controle**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1hora, 3horas	.001	.006	
1hora, 6horas	.001	.006	
1hora, 24hrs	-.001	.006	
1hora, 48hrs	-.002	.006	
1hora, 72hrs	-.007	.006	S
1hora, 96hrs	-.008	.006	S
1hora, 144hrs	-.003	.006	
3horas, 6horas	-4.387E-4	.006	
3horas, 24hrs	-.002	.006	
3horas, 48hrs	-.003	.006	
3horas, 72hrs	-.008	.006	S
3horas, 96hrs	-.009	.006	S
3horas, 144hrs	-.004	.006	
6horas, 24hrs	-.002	.006	
6horas, 48hrs	-.002	.006	
6horas, 72hrs	-.008	.006	S
6horas, 96hrs	-.008	.006	S
6horas, 144hrs	-.003	.006	
24hrs, 48hrs	-1.979E-4	.006	
24hrs, 72hrs	-.006	.006	
24hrs, 96hrs	-.006	.006	S
24hrs, 144hrs	-.002	.006	
48hrs, 72hrs	-.005	.006	
48hrs, 96hrs	-.006	.006	
48hrs, 144hrs	-.001	.006	
72hrs, 96hrs	-.001	.006	
72hrs, 144hrs	.004	.006	
96hrs, 144hrs	.005	.006	

HE TRABALHO

**ANOVA Table for TEMPO**  
**Split By: Implante, Material**  
**Cell: HE, Trabalho**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Subject	8	.001	1.007E-4				
Category for TEMPO	7	.001	2.008E-4	6.911	<.0001	48.380	1.000
Category for TEMPO * Subject	56	.002	2.905E-5				

**Tukey/Kramer for TEMPO**  
**Effect: Category for TEMPO**  
**Significance Level: 5 %**  
**Split By: Implante, Material**  
**Cell: HE, Trabalho**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1hora, 3horas	-.002	.008	
1hora, 6horas	.002	.008	
1hora, 24hrs	-.009	.008	S
1hora, 48hrs	-.006	.008	
1hora, 72hrs	-.011	.008	S
1hora, 96hrs	-.009	.008	S
1hora, 144hrs	-.005	.008	
3horas, 6horas	.004	.008	
3horas, 24hrs	-.007	.008	
3horas, 48hrs	-.004	.008	
3horas, 72hrs	-.009	.008	S
3horas, 96hrs	-.007	.008	
3horas, 144hrs	-.003	.008	
6horas, 24hrs	-.011	.008	S
6horas, 48hrs	-.008	.008	S
6horas, 72hrs	-.013	.008	S
6horas, 96hrs	-.011	.008	S
6horas, 144hrs	-.007	.008	
24hrs, 48hrs	.002	.008	
24hrs, 72hrs	-.002	.008	
24hrs, 96hrs	-7.312E-5	.008	
24hrs, 144hrs	.004	.008	
48hrs, 72hrs	-.005	.008	
48hrs, 96hrs	-.003	.008	
48hrs, 144hrs	.001	.008	
72hrs, 96hrs	.002	.008	
72hrs, 144hrs	.006	.008	
96hrs, 144hrs	.004	.008	

CM CONTROLE

**ANOVA Table for TEMPO**  
**Split By: Implante, Material**  
**Cell: CM, Controle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Subject	8	4.944E-4	6.180E-5				
Category for TEMPO	7	.001	1.608E-4	10.211	<.0001	71.478	1.000
Category for TEMPO * Subject	56	.001	1.575E-5				

**Tukey/Kramer for TEMPO**  
**Effect: Category for TEMPO**  
**Significance Level: 5 %**  
**Split By: Implante, Material**  
**Cell: CM, Controle**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
1hora, 3horas	-2.194E-4	.006	
1hora, 6horas	1.462E-4	.006	
1hora, 24hrs	-.001	.006	
1hora, 48hrs	-.001	.006	
1hora, 72hrs	-.008	.006	S
1hora, 96hrs	-.010	.006	S
1hora, 144hrs	-.007	.006	S
3horas, 6horas	3.656E-4	.006	
3horas, 24hrs	-3.656E-4	.006	
3horas, 48hrs	-.001	.006	
3horas, 72hrs	-.008	.006	S
3horas, 96hrs	-.010	.006	S
3horas, 144hrs	-.006	.006	S
6horas, 24hrs	-.001	.006	
6horas, 48hrs	-.001	.006	
6horas, 72hrs	-.008	.006	S
6horas, 96hrs	-.010	.006	S
6horas, 144hrs	-.007	.006	S
24hrs, 48hrs	-2.925E-4	.006	
24hrs, 72hrs	-.008	.006	S
24hrs, 96hrs	-.010	.006	S
24hrs, 144hrs	-.006	.006	S
48hrs, 72hrs	-.007	.006	S
48hrs, 96hrs	-.009	.006	S
48hrs, 144hrs	-.006	.006	
72hrs, 96hrs	-.002	.006	
72hrs, 144hrs	.002	.006	
96hrs, 144hrs	.004	.006	

CM TRABALHO

**ANOVA Table for TEMPO**  
**Split By: Implante, Material**  
**Cell: CM, Trabalho**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Subject	8	.003	3.383E-4				
Category for TEMPO	7	.001	1.294E-4	1.987	.0731	13.908	.723
Category for TEMPO * Subject	56	.004	6.514E-5				

**Tukey/Kramer for TEMPO**  
**Effect: Category for TEMPO**  
**Significance Level: 5 %**  
**Split By: Implante, Material**  
**Cell: CM, Trabalho**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
1hora, 3horas	-.001	.012
1hora, 6horas	.001	.012
1hora, 24hrs	-.002	.012
1hora, 48hrs	-.005	.012
1hora, 72hrs	.002	.012
1hora, 96hrs	-.001	.012
1hora, 144hrs	-.010	.012
3horas, 6horas	.001	.012
3horas, 24hrs	-.001	.012
3horas, 48hrs	-.004	.012
3horas, 72hrs	.003	.012
3horas, 96hrs	-7.312E-5	.012
3horas, 144hrs	-.009	.012
6horas, 24hrs	-.003	.012
6horas, 48hrs	-.006	.012
6horas, 72hrs	.001	.012
6horas, 96hrs	-.001	.012
6horas, 144hrs	-.010	.012
24hrs, 48hrs	-.003	.012
24hrs, 72hrs	.004	.012
24hrs, 96hrs	.001	.012
24hrs, 144hrs	-.008	.012
48hrs, 72hrs	.007	.012
48hrs, 96hrs	.004	.012
48hrs, 144hrs	-.005	.012
72hrs, 96hrs	-.003	.012
72hrs, 144hrs	-.012	.012
96hrs, 144hrs	-.009	.012

**F CONTROLE**

**ANOVA Table for TEMPO**  
**Split By: Implante, Material**  
**Cell: F, Controle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Subject	8	.002	1.898E-4				
Category for TEMPO	7	4.432E-4	6.331E-5	1.730	.1206	12.111	.648
Category for TEMPO * Subject	56	.002	3.659E-5				



**Tukey/Kramer for TEMPO**  
**Effect: Category for TEMPO**  
**Significance Level: 5 %**  
**Split By: Im plante, Material**  
**Cell: F, Controle**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
1hora, 3horas	-.003	.009
1hora, 6horas	-.001	.009
1hora, 24hrs	-.005	.009
1hora, 48hrs	-.003	.009
1hora, 72hrs	-.005	.009
1hora, 96hrs	-.001	.009
1hora, 144hrs	-.008	.009
3horas, 6horas	.003	.009
3horas, 24hrs	-.001	.009
3horas, 48hrs	.001	.009
3horas, 72hrs	-.002	.009
3horas, 96hrs	.002	.009
3horas, 144hrs	-.005	.009
6horas, 24hrs	-.004	.009
6horas, 48hrs	-.002	.009
6horas, 72hrs	-.005	.009
6horas, 96hrs	-.001	.009
6horas, 144hrs	-.007	.009
24hrs, 48hrs	.002	.009
24hrs, 72hrs	-.001	.009
24hrs, 96hrs	.003	.009
24hrs, 144hrs	-.003	.009
48hrs, 72hrs	-.003	.009
48hrs, 96hrs	.001	.009
48hrs, 144hrs	-.005	.009
72hrs, 96hrs	.004	.009
72hrs, 144hrs	-.003	.009
96hrs, 144hrs	-.007	.009

F TRABALHO

**ANOVA Table for TEMPO**  
**Split By: Implante, Material**  
**Cell: F, Trabalho**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Subject	8	.001	1.254E-4				
Category for TEMPO	7	.001	1.194E-4	2.656	.0191	18.594	.864
Category for TEMPO * Subject	56	.003	4.495E-5				

**Tukey/Kramer for TEMPO**  
**Effect: Category for TEMPO**  
**Significance Level: 5 %**  
**Split By: Implante, Material**  
**Cell: F, Trabalho**

	Mean Diff.	Crit. Diff.
1hora, 3horas	-.001	.010
1hora, 6horas	.001	.010
1hora, 24hrs	-.004	.010
1hora, 48hrs	-.003	.010
1hora, 72hrs	-.008	.010
1hora, 96hrs	-.009	.010
1hora, 144hrs	-.005	.010
3horas, 6horas	.003	.010
3horas, 24hrs	-.003	.010
3horas, 48hrs	-.001	.010
3horas, 72hrs	-.006	.010
3horas, 96hrs	-.008	.010
3horas, 144hrs	-.004	.010
6horas, 24hrs	-.005	.010
6horas, 48hrs	-.004	.010
6horas, 72hrs	-.009	.010
6horas, 96hrs	-.011	.010
6horas, 144hrs	-.007	.010
24hrs, 48hrs	.001	.010
24hrs, 72hrs	-.004	.010
24hrs, 96hrs	-.005	.010
24hrs, 144hrs	-.001	.010
48hrs, 72hrs	-.005	.010
48hrs, 96hrs	-.007	.010
48hrs, 144hrs	-.003	.010
72hrs, 96hrs	-.002	.010
72hrs, 144hrs	.002	.010
96hrs, 144hrs	.004	.010

S

**COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – CONTROLE 1 HORA**

**ANOVA Table for 1hora**  
**Split By: Material**  
**Cell: Controle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	6.519E-5	3.259E-5	1.978	.1603	3.955	.357
Residual	24	3.956E-4	1.648E-5				

**COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – TRABALHO 1 HORA**

**ANOVA Table for 1hora****Split By: Material****Cell: Trabalho**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	1.014E-5	5.069E-6	.205	.8164	.409	.078
Residual	24	.001	2.477E-5				

## COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – CONTROLE 3 HORA

**ANOVA Table for 3horas****Split By: Material****Cell: Controle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	4.716E-6	2.358E-6	.114	.8925	.229	.065
Residual	24	4.951E-4	2.063E-5				

## COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – TRABALHO 3 HORAS

**ANOVA Table for 3horas****Split By: Material****Cell: Trabalho**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	1.630E-5	8.149E-6	.654	.5292	1.307	.143
Residual	24	2.992E-4	1.247E-5				

## COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – CONTROLE 6 HORAS

**ANOVA Table for 6horas****Split By: Material****Cell: Controle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	2.866E-5	1.433E-5	1.662	.2109	3.323	.305
Residual	24	2.070E-4	8.625E-6				

## COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – TRABALHO 6 HORAS

**ANOVA Table for 6horas****Split By: Material****Cell: Trabalho**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	2.272E-5	1.136E-5	1.092	.3516	2.184	.212
Residual	24	2.497E-4	1.040E-5				

## COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – CONTROLE 24 HORAS

**ANOVA Table for 24hrs****Split By: Material****Cell: Controle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	3.208E-5	1.604E-5	1.066	.3600	2.133	.208
Residual	24	3.610E-4	1.504E-5				

**COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – TRABALHO 24 HORAS****ANOVA Table for 24hrs****Split By: Material****Cell: Trabalho**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	2.037E-4	1.018E-4	4.163	.0280	8.327	.676
Residual	24	.001	2.446E-5				

**Tukey/Kramer for 24hrs****Effect: Implante****Significance Level: 5 %****Split By: Material****Cell: Trabalho**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
HE, CM	.007	.006	S
HE, F	.003	.006	
CM, F	-.003	.006	

**COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – CONTROLE 48 HORAS****ANOVA Table for 48hrs****Split By: Material****Cell: Controle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	3.840E-5	1.920E-5	.827	.4496	1.653	.170
Residual	24	.001	2.323E-5				

**COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – TRABALHO 48 HORAS****ANOVA Table for 48hrs****Split By: Material****Cell: Trabalho**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	2.477E-5	1.238E-5	.297	.7457	.594	.091
Residual	24	.001	4.169E-5				

**COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – CONTROLE 72 HORAS**

**ANOVA Table for 72hrs****Split By: Material****Cell: Controle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	1.633E-4	8.163E-5	1.117	.3438	2.233	.216
Residual	24	.002	7.311E-5				

**COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – TRABALHO 72 HORAS****ANOVA Table for 72hrs****Split By: Material****Cell: Trabalho**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	.001	4.404E-4	3.140	.0615	6.279	.540
Residual	24	.003	1.403E-4				

**COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – CONTROLE 96 HORAS****ANOVA Table for 96hrs****Split By: Material****Cell: Controle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	.001	3.267E-4	4.464	.0225	8.927	.711
Residual	24	.002	7.319E-5				

**Tukey/Kramer for 96hrs****Effect: Implante****Significance Level: 5 %****Split By: Material****Cell: Controle**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	
HE, CM	-.001	.010	
HE, F	.010	.010	S
CM, F	.011	.010	S

**COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – TRABALHO 96 HORAS****ANOVA Table for 96hrs****Split By: Material****Cell: Trabalho**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	4.786E-4	2.393E-4	1.229	.3103	2.458	.234
Residual	24	.005	1.947E-4				

**COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – CONTROLE 144 HORAS**

**ANOVA Table for 144hrs****Split By: Material****Cell: Controle**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	1.707E-5	8.534E-6	.265	.7694	.530	.086
Residual	24	.001	3.219E-5				

## COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTES – TRABALHO 144 HORAS

**ANOVA Table for 144hrs****Split By: Material****Cell: Trabalho**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Implante	2	1.013E-4	5.067E-5	.791	.4647	1.583	.164
Residual	24	.002	6.404E-5				

## COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – HE 1 HORA

**ANOVA Table for 1hora****Split By: Implante****Cell: HE**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	2.024E-5	2.024E-5	1.240	.2819	1.240	.174
Residual	16	2.611E-4	1.632E-5				

## COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – CM 1 HORA

**ANOVA Table for 1hora****Split By: Implante****Cell: CM**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	2.406E-8	2.406E-8	.001	.9754	.001	.050
Residual	16	3.922E-4	2.451E-5				

## COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – F 1 HORA

**ANOVA Table for 1hora****Split By: Implante****Cell: F**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	4.449E-5	4.449E-5	2.113	.1654	2.113	.264
Residual	16	3.369E-4	2.105E-5				

## COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – HE 3 HORAS

**ANOVA Table for 3horas****Split By: Implante****Cell: HE**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	3.465E-6	3.465E-6	.201	.6597	.201	.070
Residual	16	2.754E-4	1.722E-5				

## COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – CM 3 HORAS

**ANOVA Table for 3horas****Split By: Implante****Cell: CM**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	6.015E-7	6.015E-7	.057	.8151	.057	.056
Residual	16	1.703E-4	1.064E-5				

## COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – F 3 HORAS

**ANOVA Table for 3horas****Split By: Implante****Cell: F**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	6.954E-6	6.954E-6	.319	.5799	.319	.082
Residual	16	3.486E-4	2.179E-5				

## COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – HE 6 HORAS

**ANOVA Table for 6horas****Split By: Implante****Cell: HE**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	5.706E-5	5.706E-5	10.156	.0057	10.156	.863
Residual	16	8.989E-5	5.618E-6				

## COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – CM 6 HORAS

**ANOVA Table for 6horas****Split By: Implante****Cell: CM**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	1.949E-6	1.949E-6	.201	.6598	.201	.070
Residual	16	1.550E-4	9.691E-6				

## COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – F 6 HORAS

**ANOVA Table for 6horas****Split By: Implante****Cell: F**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	5.784E-6	5.784E-6	.437	.5179	.437	.093
Residual	16	2.117E-4	1.323E-5				

**COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – HE 24 HORAS****ANOVA Table for 24hrs****Split By: Implante****Cell: HE**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	1.343E-4	1.343E-4	7.289	.0158	7.289	.723
Residual	16	2.948E-4	1.842E-5				

**COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – CM 24 HORAS****ANOVA Table for 24hrs****Split By: Implante****Cell: CM**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	6.954E-6	6.954E-6	.436	.5183	.436	.093
Residual	16	2.550E-4	1.594E-5				

**COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – F 24 HORAS****ANOVA Table for 24hrs****Split By: Implante****Cell: F**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	2.781E-5	2.781E-5	1.117	.3062	1.117	.161
Residual	16	3.983E-4	2.489E-5				

**COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – HE 48 HORAS****ANOVA Table for 48hrs****Split By: Implante****Cell: HE**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	3.474E-5	3.474E-5	1.003	.3315	1.003	.150
Residual	16	.001	3.464E-5				

**COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – CM 48 HORAS**



**ANOVA Table for 48hrs**  
**Split By: Implante**  
**Cell: CM**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	7.817E-5	7.817E-5	2.992	.1029	2.992	.356
Residual	16	4.180E-4	2.612E-5				

COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – F 48 HORAS

**ANOVA Table for 48hrs**  
**Split By: Implante**  
**Cell: F**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	4.244E-5	4.244E-5	1.159	.2976	1.159	.165
Residual	16	.001	3.661E-5				

COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – HE 72 HORAS

**ANOVA Table for 72hrs**  
**Split By: Implante**  
**Cell: HE**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	2.165E-5	2.165E-5	.468	.5037	.468	.096
Residual	16	.001	4.628E-5				

COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – CM 72 HORAS

**ANOVA Table for 72hrs**  
**Split By: Implante**  
**Cell: CM**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	4.784E-4	4.784E-4	3.079	.0984	3.079	.365
Residual	16	.002	1.553E-4				

COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – F 72 HORAS

**ANOVA Table for 72hrs**  
**Split By: Implante**  
**Cell: F**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	1.318E-4	1.318E-4	1.113	.3072	1.113	.161
Residual	16	.002	1.184E-4				

COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – HE 96 HORAS

**ANOVA Table for 96hrs**  
**Split By: Implante**  
**Cell: HE**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	2.911E-6	2.911E-6	.057	.8137	.057	.056
Residual	16	.001	5.073E-5				

COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – CM 96 HORAS

**ANOVA Table for 96hrs**  
**Split By: Implante**  
**Cell: CM**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	4.004E-4	4.004E-4	2.137	.1631	2.137	.267
Residual	16	.003	1.874E-4				

COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – F 96 HORAS

**ANOVA Table for 96hrs**  
**Split By: Implante**  
**Cell: F**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	.001	.001	3.307	.0878	3.307	.388
Residual	16	.003	1.637E-4				

COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – HE 144 HORAS

**ANOVA Table for 144hrs**  
**Split By: Implante**  
**Cell: HE**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	8.662E-7	8.662E-7	.018	.8943	.018	.052
Residual	16	.001	4.754E-5				

COMPARAÇÃO ENTRE MATERIAL – CM 144 HORAS

**ANOVA Table for 144hrs**  
**Split By: Implante**  
**Cell: CM**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	4.449E-5	4.449E-5	.831	.3755	.831	.132
Residual	16	.001	5.354E-5				

**ANOVA Table for 144hrs**  
**Split By: Implante**  
**Cell: F**

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Material	1	8.662E-7	8.662E-7	.020	.8892	.020	.052
Residual	16	.001	4.327E-5				