

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a) autor(a), o texto completo desta dissertação será disponibilizado somente a partir de 29/06/2019.

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 (1×10^6 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 (1×10^6 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: http://dspbiomedical.com	46
Figura 2: Grupo CM A) Implante de conexão cone Morse (CM) B) Pilar do tipo UCLA e parafusos de retenção. Fonte: http://dspbiomedical.com	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: http://dspbiomedical.com	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 0,1µL a 0,7µL em volume de água destilada. Eixo “x” representa a concentração e o eixo “y” é a variável representada pela absorbância.....	58
Figura 14: Implante desembutido 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 (μm) 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 (μL) 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)

μ A = Unidade de medida elétrica (Microampere)

nm = Nanômetro

mm^3 = Unidade de volume (Milímetro cúbico)

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	24
2. REVISÃO DE LITERATURA	30
2.1 Ensaio 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
3. PROPOSIÇÃO	43
4. MATERIAIS E MÉTODO	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
5. RESULTADOS	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
6 DISCUSSÃO	73
7 CONCLUSÃO	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 clinica 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 μm , enquanto que para os de conexão Cone Morse essa média cai para 3,34 μm (33). Levando em consideração a dimensão microbiana presente na flora bucal, onde a média varia entre 0,2 a 5 μm (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.



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 mm³) > CM/Ucla (0,07818 mm³) > CM/Flexcone (0,00819 mm³).
- 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, Geramipanah 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, Goroohi 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. Aboyoussef 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.