MÔNICA LOBO DO NASCIMENTO

*Estudo in vitro de um material para selamento
da interface implante - intermediário do
tipo minipilar cônico em implantes de hexágono
externo, hexágono interno e cone morse*

**BAURU
2012**

MÔNICA LOBO DO NASCIMENTO

Estudo in vitro de um material para selamento da interface implante- intermediário do tipo minipilar cônico em implantes de hexágono externo, hexágono interno e cone morse

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela.

Versão corrigida

BAURU
2012

N17e Nascimento, Mônica Lobo do
Estudo in vitro de um material para selamento da interface implante- intermediário do tipo minipilar cônico em implantes de hexágono externo, hexágono interno e cone morse. Mônica Lobo do Nascimento – Bauru, 2012.
69 p. : il. ; 31cm.

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

Orientador: Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela.

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

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

Assinatura:

Data:

DEDICATÓRIA

À Minha Família

Aos meus Pais, *Pedro Ramiro e Elisabete Lobo*, por terem me dado todas as oportunidades para que meus sonhos e desejos se tornassem realidade, além do amor incondicional dedicado a mim.

Aos meus irmãos, *Cassiano, Henrique e Cíntia*, que sempre me apoiaram nessa jornada que escolhi para seguir.

A Meu Amor

Thiago Ceará, que me incentivou e me deu forças todas as vezes que pensei que não iria chegar ao meu objetivo final.

AGRADECIMENTOS

A *DEUS*, primeiramente pela saúde para concluir este trabalho e por ter me dado paz de espírito e ter me ajudado a lutar e superar todas as dificuldades impostas na minha caminhada diária. Definitivamente muito *Obrigada!*

Aos meus pais e irmãos, agradeço pelo apoio dedicado a mim e pela compreensão da minha ausência em momentos importantes em nossas vidas nos quais não pude estar presente fisicamente, mas estava em pensamento. Amo vocês!

O *Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela*, pela orientação dando a oportunidade para realização de um sonho tão desejado. Agradeço pelos ensinamentos, amizade e apoio nas decisões tomadas por mim.

Ao Departamento de Ciências Biológicas e aos professores Prof. Dra. Ana Paula Campanelli, Prof. Dr. Sérgio Aparecido Torres e ao técnico de laboratório André Luis da Silva, por terem fornecido o material biológico para execução deste trabalho.

Ao coordenador do CIP (Centro Integrado de Pesquisa) Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto, por ter cedido o espaço físico para elaboração desta pesquisa. Agradeço a paciência e os ensinamentos da parte laboratorial ao técnico de laboratório Marcelo Milanda Ribeiro Lopes.

Aos Professores do Departamento de Prótese: Prof. Dr. Renato de Freitas, Prof. Dr. Paulo Martins, Prof. Dr. José Henrique Rubo, Prof. Dr. Accácio Lins do Valle, Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira de Araujo, Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro, Prof. Dr. Paulo César Conti, por terem compartilhados seus conhecimentos para minha formação profissional.

Agradeço a todos os alunos da turma de mestrado de 2009 e aos funcionários da pós-graduação, que sempre com pequenos gestos me ajudaram, seja no dia-a-dia da clinica ou nas realizações dos nossos trabalhos em grupos. Meu muito obrigada!

Em especial, aos meus amigos Mônica Garcia Ribeiro, Pedro Isaac, Rafael de Castro Lara, Fran Somensi, obrigado pelo carinho e a amizade e por vocês me ajudarem para que eu conseguisse realizar este trabalho.

Aos meus novos amigos Soraya Consolin, Soraya Vilela, Emanuela Franco, que mesmo nos conhecendo somente por um ano, o convívio foi intenso e não teria me adaptado tão rápido nesta nova vida na Escola de Especialista de Aeronáutica sem ter vocês por perto!

À Ivânia Komatsu da Costa Arruda, pelo seu apoio, sua amizade, as broncas, pois o verdadeiro amigo é aquele que te dá o ombro para chorar, dá força e às vezes chama sua atenção para que você cresça e evolua. Obrigado por tudo “Ivi”!

À minha segunda família, Thelma Balestrini, Amauri Ceará, Maurício Ceará e Silene Ceará, por terem me dado o apoio, incentivo e acolhimento em seu lar.

À Roberta Santos Domingues, agradeço a Deus por ter posto esse anjo na minha vida que só me trouxe alegria e dividiu seus conhecimentos, principalmente por ser essa pessoa em quem posso confiar, pois não importa a distância física entre nós, meu pensamento sempre estará com você!

*“Não é o mais forte que sobrevive,
nem o mais inteligente, mais o que
melhor se adapta às mudanças.”*

Charles Darwin

Resumo

RESUMO

Estudo in vitro de um material para selamento da interface implante-intermediário do tipo cônico em implantes de hexágono externo, hexágono interno e cone morse

A micro infiltração de fluidos bucais e bactérias na interface implante e o intermediário são discutidos na literatura através de várias pesquisas pontuando e determinando que o espaço existente entre os componentes e as conexões dos implantes, chamados de “GAP”, que parece ser a fonte da infiltração de microorganismos, quer a partir de meio externo para meio interno ou vice versa, resultando em reações inflamatórias nos tecidos periodontais. Portanto, este estudo teve como objetivo analisar um método para evitar e ou pelo menos diminuir micro infiltração na interface implante-intermediário utilizando um material de vedação chamado Loctite® 222 (Henkel Ltda). Este é um material monocomponente, anaeróbico, tixotrópico, de baixa resistência à desmontagem sendo utilizado industrialmente para ajustar os parafusos. Os implantes testados neste estudo foram de três diferentes sistemas de conexão protética: hexágono externo (n = 10), hexágono interno (n = 10) e cone morse (n = 10) e estes foram todos fabricados pela mesma empresa (SIN - Sistema de Implantes). Inicialmente, esses implantes foram utilizados como grupo controle, não recebendo a aplicação do selante na área de conexão. Mini intermediários cônicos foram sentados sobre os corpos dos implantes e o torque foi aplicado seguindo recomendação dos fabricantes. Cada implante foi imerso em um criotubo de 2ml contendo 1,5 ml de BHI estéril. Todos foram inoculados com 250µl de *Enterococcus faecalis* (ATCC - 29212) no interior do criotubo. Os implantes foram limpos, esterilizados e divididos em 3 grupos testes. Uma fina camada do selante foi aplicada com microbrush sobre a área de conexão antes de encaixar os pilares e logo foi aplicado o torque conforme as recomendações do fabricante. Períodos de avaliação, de 7, 14, 21, 35, 49 e 63 dias foram realizados para analisar a presença de micro infiltração do meio interno dos implantes, seguindo regulamentações específicas no fluxo laminar. Os resultados mostraram a eficácia do material selante quando se compara o grupo controle com os grupos testes. Uma eficácia de 100% foi encontrada para todos os sistemas de implantes estudados, o hexágono externo, hexágono interno e cone morse.

Palavras-chave: Implante dentário. Infiltração. Periimplantite.

Abstract

ABSTRACT

In vitro sealing of a material of implant-abutment interface of mini conical pillar: inimplant external hexagon, internal hexagon and Morse taper

Microbial and fluidic leakage in the implant-abutment interface are shown in literature through a variety of studies, accusing the space that exists between the components of the implant, called "GAP", which seems to be the source of the microorganism infiltration, either from the external to the internal environment or the inverse, resulting in inflammatory reactions of the periodontal tissues. Therefore, this study aimed to analyze a method to avoid or at least reduce microleakage at the implant-abutment interface by using a sealing material named Loctite ® 222 (Henkel Ltda). This is a single component, anaerobic, thixotropic, low-strength threadlocker material industrially used to adjust screws. The implants tested in this study were of three different implant-abutment systems: external hexagon (n=10), internal hexagon (n=10) and morse cone connection (n=10) and these were all manufactured by the same company (SIN - Implant System). Initially, these implants were used as the control group, not receiving the sealant application at the connection area. Mini conical abutments were seated over the implant bodies and torque-tightened to 20 Ncm. Each implant was immersed in a 2ml cryotube containing 1.5 ml of sterile BHI. All implants were inoculated with 250µl of *Enterococcus faecalis* (ATCC - 29212) inside the cryotube. The same implants were then cleaned, sterilized and divided into 3 test groups. A thin layer of the sealant was applied on the connection area before seating the abutments and proceeding as described before. Evaluation periods of 7, 14, 21, 35, 49 and 63 days were performed to analyze the presence of external contamination of the internal environment, following specific regulations in laminar flow. The results showed the effectiveness of the sealant material when comparing the control group to the test groups. An efficacy of 100% was found for all implant systems studied, the external hexagon, internal hexagon and Morse cone connection.

Key words: Dental Implants. Leakage. Peri-implantitis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1 - Foto ilustrativa dos implantes que foram utilizados	36
Figura 2 - Material utilizado como selante	36
Figura 3 - Preparo do meio de cultura	38
Figura 4 - Montagem dos grupos sem uso do selante	40
Figura 5 - Montagem dos grupos com uso do selante	42
Figura 6 - Coleta das amostras	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Distribuição dos grupos com os tipos de implantes	36
Tabela 2 - Avaliação da contaminação dos Implantes de hexágono externo, hexágono Interno e cone morse. Sem uso de material vedante entre o intermediário e os implantes	47
Tabela 3 - Avaliação da contaminação dos Implantes de hexágono externo, hexágono Interno e cone morse. Com uso do Locctite® entre o intermediário e os implantes	48
Tabela 4 - Comparação entre os grupos teste e o grupo controle quanto a presença de contaminação no meio interno dos implantes	48

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

SIN	Sistema de implantes
BHI	Brain-heart infusion
N	Número

LISTA DE SÍMBOLOS

Ncm	newton por centímetro
ml	mililitro
μl	microlitro

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO DE LITERATURA	21
3	PROPOSIÇÃO	29
4	MATERIAL E MÉTODOS	33
4.1	O MEIO DE CULTURA	37
4.2	CONTAMINAÇÃO DOS GRUPOS	39
4.3	PRIMEIRA FASE	39
4.4	SEGUNDA FASE	41
4.5	COLETA DO MATERIAL	43
4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA	44
5.	RESULTADOS	45
5.1.	AVALIAÇÃO DA MICROINFILTRAÇÃO DO GRUPO A, B e C	47
5.2	AVALIAÇÃO DA MICROINFILTRAÇÃO DOS IMPLANTES A1, B1 e C1	47
6	DISCUSSÃO	49
7	CONCLUSÕES	55
	REFERÊNCIAS	59
	ANEXOS	65

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação oral de pacientes desdentados totais ou parciais através de implantes ósseointegrados trouxe a evolução no tratamento odontológico, evolução esta a qual apresenta bons resultados desde sua descoberta. O protocolo introduzido por Brånemark e colaboradores em 1977, estabelece a necessidade de se esperar o período de cicatrização óssea, que varia de quatro a seis meses, para então entrar em função. Apesar do progresso que a ósseointegração e o uso de implantes representam, o tempo de tratamento ainda traz desconforto para os pacientes que optam pelo uso de implantes ósseointegrados, pois, neste caso, ocorrem dois tempos cirúrgicos: um para colocação do implante e uma segunda fase, a reabertura do implante para instalação dos intermediários. Somente após a cicatrização pode-se efetuar a moldagem de transferência dos implantes e confeccionar a prótese.

Com intuito de reduzir o tempo de tratamento através de implantes ósseointegrados é realizada a carga imediata, onde a mesma é submetida no ato da colocação do implante ou 48 horas após a cirurgia³⁵. Schnitman P.A et al. (1997) realizaram um estudo com 63 implantes Brånemark de 3,75 mm acompanhados por 10 anos. Destes 63 implantes (Nobel Biocare, Westmont, IL), 28 foram submetidos à carga imediata e 35 foram submersos e após três meses receberam seus componentes protéticos. Dos 28 implantes houve perda de quatro implantes, dos 35 houve perda de um implante dentro dos 21 meses.

Em relação à perda óssea periimplantar, existe um consenso na literatura que ocorre 1 mm em média de perda óssea no primeiro ano de função e depois se estabiliza em 0,1 mm por ano (ADELL et al., 1981)¹. Diferentes causas estão descritas na literatura para perda óssea precoce ao redor do implante, dentre elas: trauma cirúrgico, posicionamento dos implantes, formação do espaço biológico, micro “gap” entre o implante e o intermediário, técnica cirúrgica e o desenho do implante. O sucesso da ósseointegração é determinado clinicamente pela ausência de mobilidade do implante e pela ausência de dor e de inflamação que afete os tecidos moles e duros. A maior parte dos insucessos dos implantes acontece com um estreito relacionamento à infecção bacteriana.

Estudos clínicos têm demonstrado a presença de bactérias viáveis na parte interna dos implantes do tipo Brånemark (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden). Estudos *in vitro* demonstram infiltração de fluidos e bactérias, sendo provável que todo espaço interno dos

implantes possa ser fonte de contaminação. Clinicamente pode ser apresentado mau cheiro, mucosite e periimplantite. A presença de sangramento e o mau cheiro podem ser resultado de efeitos da micro infiltração de fluidos e macromoléculas originadas do fluido sulcular e / ou da saliva.

Jansen et al. (1997) ²³ utilizaram 13 tipos diferentes de implantes, os quais foram inoculados com 0,5µL de *Escherichia coli*, bactéria gram-negativa. Os intermediários foram conectados e colocados em meio de cultura que possibilitasse o crescimento dos microrganismos, mantida a temperatura de 37°C. Concluiu-se que nenhum sistema de implante está seguro contra a infiltração de microrganismos e a colonização na parte interna dos implantes. A infiltração na interface implante-intermediário é variável de sistema para sistema, assim como a variação dos torques de 10 Ncm e 20 Ncm, conforme obtido em estudos *in vitro* onde foram avaliados 5 tipos de implantes e foi concluído que é recomendado o maior valor de torque, pois foi encontrada redução significativa de contaminação (GROSS et al.,1999) ¹⁹.

Ao se tentar determinar a microbiota ao redor de 38 implantes que apresentavam bolsa periimplantar e ao redor de dentes naturais em pacientes parcialmente desdentados, houve uma correlação significativa entre a microbiota subgingival e as lesões periimplantares na presença de dentes naturais, sugerindo que os dentes naturais podem atuar como reservatório de patógenos em pacientes parcialmente desdentados (BOTERO J.E. et al.,2005) ⁵.

A colonização bacteriana dos implantes dentais ocorre no momento da colocação do implante. Além de colonizar a superfície externa do implante, a bactéria pode também se estabelecer na superfície interna através da conexão da prótese. As bactérias que estão contaminando a superfície externa dos implantes são facilmente eliminadas pelo mecanismo de defesa do organismo, no entanto as bactérias na superfície interna dos implantes podem persistir por um longo período e consequentemente levar a infecções (LISTGARTEN, M. A., 1999) ²⁹.

Piatteli et al.(2001) ³³ compararam a penetração de fluidos e de bactérias em dois sistemas de implantes, um grupo com intermediários cimentados e o outro com intermediários parafusados. De acordo com os resultados obtidos concluíram que no grupo de cimentados não houve infiltração de fluidos e nem de bactérias, apesar da interface implante-intermediário apresentar um gap de 7 µm. Quanto aos implantes parafusados foi encontrada

infiltração tanto de fluidos, como de bactérias, apesar do *gap* ser de 2 a 7 μ m. Os autores ressaltam que tais resultados se devem ao fato que a interface do grupo de cimentados foi preenchida pelo cimento de fixação, tendo este servido como uma barreira contra infiltração de fluidos.

A possibilidade de encontrar um produto que evite a penetração de fluidos e bactérias para o interior dos implantes nos motivou a testar um produto que pudesse promover a vedação das roscas da interface implante-intermediário. Para tal avaliação foi empregado um método para determinação da viabilidade de microrganismos *E. faecalis* em BHI como o agente contaminante do meio interno do implante e assim determinar a presença ou não de microrganismos viáveis e não-viáveis através do teste de turbidez do meio de BHI.

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

Os implantes ósseointegrados de titânio são utilizados com sucesso para reabilitação oral total ou parcial. Ao longo dos anos têm surgido no mercado diferentes sistemas com desenhos e tratamentos de superfície com grande taxa de sucesso, porém algumas complicações ainda podem levar a perda dos implantes devido à ausência de osseointegração. Essas falhas têm sido atribuídas a fatores etiológicos em associação com a sobrecarga oclusal e periimplantite^{9; 27}.

Os sistemas de implantes que possuem o pilar e o intermediário em sua conexão por mais perfeita que esta seja resulta na formação de “gaps” e cavidades internas entre os seus componentes. Esses espaços podem atuar como um arcabouço para proliferação de bactérias e consequentemente causar reações inflamatórias ao redor dos implantes. A colonização bacteriana ocorre precocemente na superfície do implante nos tecidos periimplantares logo após a colocação do implante^{9; 26; 37}.

Alguns pesquisadores sugeriram que a periimplantite tem características microbianas semelhantes à periodontite crônica, como mostrado no estudo de Covani et al. (2006)⁹ onde dos 15 implantes removidos após anos de sua instalação devido a presença de radiolucidez periimplantar e mobilidade clínica, os exames histológicos dos espécimes mostraram a presença de células epiteliais, tecido fibroso e flora bacteriana composta de cocos e filamentos aderidos na superfície dos implantes, tanto no longo eixo dos implantes quanto no nível da interface implante-intermediário, indicando uma alta variação da morfologia bacteriana e mostrando que a penetração bacteriana no micro “gap” ao nível ósseo representa um risco para perda óssea resultante da colonização bacteriana.

Avaliando diferentes “designs” de conexão interna de implantes, Tesmer et al 2009³⁷, incubaram os implantes selecionados em solução de bactérias de *Actinobacillus Aggregatibacter* e *Porphyromonas gingivalis*. Este estudo demonstrou que as diferenças nos “designs” dos implantes podem afetar o potencial risco de invasão de microorganismos orais no micro “gap” da interface implante-intermediário. Confirmando os resultados descritos, em estudo similar, Koutouzis et al 2011²⁶, avaliaram diferentes “designs” de implantes através de ciclo dinâmico ao invés de teste estático e seus resultados também apresentaram contaminação dos implantes.

Hermann et al ²², utilizaram 60 implantes todos colocados aleatoriamente em áreas desdentadas de mandíbulas de 5 cães formando 6 grupos de diferentes implantes todos instalados de forma que sua interface ficasse 1 mm acima da crista óssea. Os respectivos intermediários foram conectados no primeiro estágio cirúrgico. Os implantes apresentaram variações no tamanho dos “gaps”, < 10µm, ~ 50µm e ~ 100µm. Os grupos A, B e C, além de apresentarem “gaps”, receberam pontos de solda a laser na área de conexão do intermediário com o implante, enquanto que os grupos D, E e F só apresentavam “gaps” nessa área. Ao comparar os grupos foi encontrada maior perda óssea nos implantes que não foram soldados mostrando que a perda óssea também é influenciada pela micro movimentação que ocorre entre o implante e seu intermediário, mesmo que este apresente um micro gap menor que 10 µm.

O nível de colocação da plataforma do implante é muitas vezes ditada pelas necessidades estéticas. Quando o posicionamento da plataforma do implante encontra-se abaixo da crista existe uma maior possibilidade de perda óssea devido à proximidade da junção implante/intermediário e à diferença de textura áspero/liso, que podem modificar o grau de perda óssea¹⁶. No estudo de Degidi et al. ¹³ foram recuperados nove implantes humanos e destes nove: 5 foram posicionados mais ao nível da crista alveolar enquanto que os outros 4 implantes foram colocados 1 a 3 mm infra ósseo. Esses implantes foram removidos após o período de cicatrização de 4 a 8 semanas e todos apresentavam-se clinicamente ósseointegrados e com ausência de mobilidade. Nos implantes que foram posicionados a nível infra ósseo ocorreu formação óssea sobre a plataforma do implante, já nos implantes posicionados no nível da crista óssea foi observada uma reabsorção óssea de 0,5 a 1,5 mm.

Considera-se que grande parte dos danos ocorridos durante a destruição do tecido periodontal podem ser atribuídos a atividade da IL- 1 e do TNF ^{18; 25}. Boynuegri et al ⁶ investigaram os parâmetros clínicos e os níveis de IL-1β e TNF-α em volta de implantes dentários apresentando micro “gap” em diferentes níveis da crista alveolar. A interleucina – 1 beta (IL-1β) e o fator de necrose tumoral – α (TNF-α) são citocinas pró-inflamatórias que estimulam uma série de eventos, incluindo a perda óssea alveolar. Neste estudo, foram instalados 4 implantes em cada um dos 10 pacientes, sendo 4 mulheres e 6 homens, com acompanhamento de 1 ano. Os grupos foram divididos da seguinte forma: grupo A - implantes do tipo padrão (Straumann); grupo B – implantes colocados 1 mm infra ósseo de superfície polida; grupo C - implantes estéticos (Straumann); grupo D - colocação 1 mm infra óssea de implantes estéticos (Straumann). As medidas do fluido crevicular (PICF) foram

coletadas antes de colocar a prótese e aos três, seis e doze meses após a colocação das próteses. Os pacientes foram orientados a não tomar antibióticos sistêmicos três meses antes de cada coleta. Os implantes que se encontravam na posição infra óssea apresentaram maior volume de fluido crevicular. Além disso, foi concluído que o posicionamento do micro “gap” coronalmente à crista alveolar é o mais indicado para manutenção da saúde periodontal. Esta conduta deve ser priorizada, desde que não haja prioridade estética, já que neste estudo os implantes que estavam localizados acima do nível da crista óssea apresentaram os menores valores referentes à expressão da IL-1 β e do TNF- α .

Sabe-se que a sobrecarga excessiva pode provocar reabsorção óssea devido à produção de micro lesões. No estudo de Assenza et al 2003² a resposta óssea foi avaliada histologicamente antes e depois de colocar as próteses sobre os implantes. Neste estudo foram utilizados 72 implantes, os quais após três meses do primeiro estágio de cirurgias receberam os intermediários. As coletas dos implantes foram realizadas após seis e doze meses. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os implantes do mesmo período, porém ao comparar os diferentes grupos foi observada perda óssea nos implantes que foram expostos por mais tempo à sobrecarga, confirmando resultados obtidos em estudos anteriores. Cabe ressaltar que o fator localização do micro “gap” é de extrema importância que esteja localizado o mais próximo possível do nível da crista óssea, pois diversos estudos apontam a possibilidade de associação entre a presença de bactérias na interface implante-intermediário e/ou micromovimentos com a reabsorção óssea^{14; 36}. A perda da papila interproximal está diretamente relacionada com a reabsorção óssea observada ao redor dos implantes e intermediários. Essa perda pode ser causada por trauma cirúrgico, sobrecarga, periimplantite, anatomia da região cervical, características da superfície dos implantes, adequação biológica, presença de um micro “gap”, tipo de ligação entre o implante e a prótese, podendo acarretar em problemas na estética e fonética, além da possibilidade de impacção alimentar¹³.

O princípio da plataforma “switching” é de fornecer um espaço para que o tecido conjuntivo possa se anexar no pescoço do implante aumentando a distância do micro “gap” na interface implante-intermediário e mantendo a crista óssea distante das células inflamatórias desta região que causam a reabsorção óssea^{17; 28; 31}. Ao avaliar implantes do tipo cone morse, os quais haviam sido colocados 2 mm infra ósseo e com plataforma “switching”, de um paciente de 29 anos, por motivos psicológicos após 1 ano da instalação da prótese, foi observado osso ao redor dos implantes e ausência de bolsa periimplantar¹².

Com o intuito de uma possível melhora na capacidade de preservação da crista alveolar entre os implantes, Elia et al 2011¹⁶ utilizaram implantes de hexágono interno com plataforma de 4,3 mm com intermediários do mesmo diâmetro e com intermediários de 3,8 mm, assumindo assim uma configuração de plataforma “switching”, com o objetivo de avaliar se a diminuição de 0,5 mm traria alguma incompatibilidade biomecânica. Este estudo também avaliou se a diminuição do espaço entre implantes de 3 mm para 2 mm promoveria maior preservação da crista óssea e foi observado clinicamente ser favorável. Os resultados obtidos através de estudos de elementos finito demonstraram que a plataforma switching além de afastar as células inflamatórias também concentra a tensão que age no implante longe da região periimplantar^{10; 32}.

A corrosão de materiais metálicos nas superestruturas manuseadas incorretamente podem ser as principais falhas de perda de implante após sua ósseointegração. Gundy et al (2004)²⁰ analisaram as ligas metálicas e compostos de solda de seis implantes através de microscopia eletrônica de varredura. O osso aderido ao implante foi removido e analisado quanto à presença de metal através da espectroscopia de absorção atômica. Os resultados mostraram a presença de lesões extensas de corrosão e oxidação em todos os implantes e no interior das coroas. Nos tecidos ósseos foram encontrados altos teores de íons metálicos em comparação aos teores fisiológicos basais de um tecido saudável, uma vez que os íons metálicos tóxicos progridem rapidamente para o “gap” entre o implante e o intermediário, promovendo a ruptura da estrutura óssea e desencadeando o processo de desintegração óssea.

A interface que apresenta o “gap” é particularmente a mais vulnerável para o processo de oxidação por causa da redução do pH, seja pelo pH da cavidade bucal e/ou pelo processo de diminuição de pH decorrente dos subprodutos de metabólicos das bactérias que colonizam a superfície e os espaços internos dos implantes.

Alguns estudos foram realizados visando a eliminação ou diminuição da colonização de bactérias na região da interface implante-intermediário, através da vedação da interface com verniz de clorexidina. Besimo et al 1999⁴ avaliaram a eficiência do verniz de clorexidina na interface implante/corona em 30 implantes (Ha-TI). Os implantes foram submersos em meio de cultura de *Staphylococcus aureus* e foram realizadas avaliações de micro infiltração nos períodos de 3, 5, 6, 7 e 8 semanas. Foi detectada contaminação no interior dos implantes na primeira semana. Uma nova avaliação foi realizada testando outro material à base de silicone em 30 implantes sendo 10 de hexágono interno, 10 de hexágono externo e 10 do tipo cone

Morse. Os implantes foram submersos ao meio de cultura de *Enterococcus faecalis* e avaliados nos períodos de 7, 14, 21, 35, 49 e 63 dias. Os resultados evidenciaram contaminação nos primeiros 14 dias.

Duarte et al (2006) ¹⁵ testaram a eficácia de dois materiais como selantes da interface implante-intermediário, o verniz de clorexidina e o selante de silicone, os quais não mostraram eficácia por mais de 35 dias. Os materiais analisados apresentaram resultados semelhantes tendo sido evidenciada contaminação a partir de 14 e 35 dias e demonstrando não terem capacidade de vedação da interface implante- intermediário.

Comparando implantes parafusados e implantes cimentados em relação à micro infiltração, Piattelli et al (2001) ³³ avaliaram a micro infiltração da interface implante-intermediário através do uso de corantes. Os autores observaram a presença do corante azul de toluidina no interior dos implantes com sistema de fixação de parafuso e ausência de corante no interior de implantes que tiveram seu intermediário cimentado, evidenciando a importância de obter a vedação dos componentes dos implantes.

Testes de micro infiltração foram feitos com o uso de corante no interior de implantes com o intuito de verificar o comportamento de diferentes desenhos de implantes. Coelho et al (2008) ⁸ utilizaram 5 implantes, Nobel, Replace Select, Straumann e Intra-lock, os quais foram testados com o corante azul de toluidina e avaliados nos períodos de análise de 1, 3, 6 24, 48, 72, 96 e 144 horas. Na primeira hora já foi encontrada a presença de corante extravasado de dentro do implante para o meio externo, tendo esta avaliação sido realizada através da espectrofotometria. Resultados semelhantes foram encontrados no estudo de Lorenzoni et al. (2011) ³⁰ onde foram utilizados os mesmos períodos de avaliação, porém testando o corante de 1% de ácido-vermelho em propileno glicol, pigmento hidrossolúvel, em 20 implantes, 10 da SIN (Sistema de Implantes Nacional, Brasil) e 10 da Osseotite (Biomet 3i, USA). A análise por espectrofotometria apresentou micro infiltração nas primeiras horas e esta foi aumentando gradativamente a cada período de avaliação.

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

1. Verificar o selamento da interface implante e intermediário utilizando o selante Loctite® 222 (Henkel Ltda), nos três tipos de implantes: hexágono externo (Revolution® SIN- sistema de Implante), hexágono interno (Strong® SIN- sistema de Implante) e cone morse (Revolution morse® SIN- sistema de Implante);
2. Avaliar o desempenho do Loctite® 222, um material selador de uso não odontológico, em implantes e intermediários;
3. Avaliar a possível redução de contaminação no interior dos implantes de hexágono externo, no hexágono interno e cone morse *In Vitro*. Reduzindo a possível fonte de contaminação do meio externo para o meio interno.

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E METODOS

Trinta implantes e seus respectivos intermediários foram utilizados tanto nos grupos testes como nos grupos controles e foram distribuídos da seguinte maneira: Grupos controles:

Grupo A- 10 implantes do tipo hexágono externo de Ø 3,75 x 13 mm (Revolution® Ref. SUR 3713, Lote F30155) com intermediário cônico de altura de 3 mm (Mini-abutment ref. Ac 4103, Lote D4310 SIN- Sistema de Implantes), com torque de 20 Ncm, conforme o fabricante.

Grupo B- 10 implantes do tipo hexágono interno de Ø 4,5 x 11.5 mm (Strong® Ref. SIHS 4511 Lote F30423) com intermediário mini-pilar hexágono interno de Ø 4,5 x 2 mm, com torque de 20 Ncm (Mini-abutment Ref. MA 4502, lote F30253 SIN-Sistema de Implante), conforme o fabricante;

Grupo C- 10 implantes do tipo cone morse de Ø 4,5 x 15 mm (Revolution Morse® Ref.SCM 4515, Lote LPF016) com intermediário mini-pilar Ø 4,8 x 2 mm (Mini-abutment Ref. MAM 4802, Lote LPF031 SIN-Sistema de Implantes), com torque de 20 Ncm, conforme o fabricante.

Estes implantes foram desinfetados, lavados e esterilizados por autoclave a 121°C de temperatura, 15 atm de pressão, logo foram utilizados novamente com o material de vedamento. Grupos testes:

Grupo A1- 10 implantes do tipo hexágono externo (Revolution® Ref. SUR 3713, Lote F30155) com intermediário mini-pilar cônico(Mini-abutment ref. Ac 4103, Lote D4310 SIN- Sistema de Implantes), com torque de 20 Ncm.

Grupo B1- 10 implantes do tipo hexágono interno (Strong® Ref. SIHS 4511 Lote F30423) com intermediário mini-pilar cônico, com torque de 20 Ncm.

Grupo C1, 10 implantes do tipo cone morse (Revolution Morse® Ref.SCM 4515, Lote LPF016) com intermediário mini-pilar cônico (Mini-abutment Ref. MAM 4802, Lote LPF031 SIN-Sistema de Implantes), com torque de 20Ncm (tabela 01). Todos selados com selante, Loctite® 222 (Henkel Ltda) de baixa resistência à desmontagem de uso industrial (fig-01 e 02).A descrição técnica do produto encontra-se em anexo.

Tabela 1 – Distribuição dos grupos com os tipos de implantes

Grupos		Tipos de Implantes
Grupo Controle	Grupo A	Implantes de Hexágono externo/ sem selante
	Grupo B	Implantes de Hexágono interno/ sem selante
	Grupo C	Implantes Cone Morse/ sem selante
Grupo teste	Grupo A1	Implantes de Hexágono externo/com selante
	Grupo B1	Implantes de Hexágono interno/ com selante
	Grupo C1	Implantes Cone Morse/ com selante

Figura 01- Foto ilustrativa dos implantes que foram utilizados.

Figura 02 – material utilizado como selante.

O estudo foi dividido em duas fases, na primeira o grupo controle foi colocado em um meio de cultura para avaliar a possível infiltração ou não dos implantes. A segunda fase foi realizada utilizando o LOCTITE® 222 como um possível vedante da interface implante e intermediário. O método de avaliação foi realizado através da coleta de material do interior dos implantes com cone de papel, que foram mantidos no meio de BHI para avaliar a presença ou ausência de bactérias no interior dos implantes ¹⁵.

4.1 O MEIO DE CULTURA

O meio utilizado nesta pesquisa foi BHI (Brain-heart Infusion – Difco, Becton Dickinson, USA). Este meio, derivado de nutrientes de cérebro e coração, é constituído por peptona e dextrose. A peptona é fonte de nitrogênio, carbono, enxofre e vitaminas e a dextrose é um carboidrato que os microrganismos utilizam para fermentação. A preparação do meio inicia-se com a pesagem de 37 g de BHI, apresentado comercialmente em forma de pó, em uma balança de precisão. O BHI é dissolvido em 1000 ml de água destilada medida em uma proveta graduada. Em um frasco borosilicato com tampa de rosca, o pó e a água são misturados e levados ao micro-ondas por 30 segundos para que se tenha a completa mistura do pó com o líquido.

Figura 03 – Preparo do meio de Cultura. O meio de cultura BHI (A) foi pesado na balança digital (B e C), mediu-se 1000ml de água destilada (D), colocou-se o pó no frasco borosilicato (F) adicionou a água destilada e efetuado a mistura, levou-a ao micro-ondas para sua completa dissolução.(E-I).

O frasco foi fechado deixando ¼ de volta desenroscado, essa manobra permite o processo de esterilização do meio através da autoclave. Após o ciclo de esterilização a tampa foi fechada e o frasco mantido na estufa a 37°C por 24 horas, para verificação da correta esterilização. Confirmada a esterilização do meio, este é conservado na geladeira, com variação de temperatura ao redor de 4 a 10°C, até o seu uso para montagem dos grupos e renovação do meio de cultura.

4. 2 CONTAMINAÇÃO DOS GRUPOS

Para a contaminação dos grupos foi utilizada cultura pura de *E. faecalis* (ATCC29212) em caldo de BHI agar (BD Co. – Maryland, USA) e incubado a 37° por 18 dias. Decorrido o tempo de incubação, as colônias foram isoladas e transportadas para tubos rosqueáveis contendo 5 ml de caldo de BHI, devidamente padronizado à concentração de 0,5 da escala Mcfarland ($1,5 \times 10^8$ bact/ml) .

Na contaminação dos grupos realizou-se a agitação do frasco contendo o inóculo microbiano. Adicionou-se ao criotubo 250 µl que já havia o implante e o caldo de BHI. A cada três dias era renovado o meio retirando de cada criotubo 500 µl e adicionando mais 500 µl de caldo de BHI. Este procedimento foi realizado para manter a vitalidade do *E. faecalis*

4.3 PRIMEIRA FASE

Na primeira fase do estudo, foi realizada a montagem dos grupos A, B e C na câmara de fluxo. Os implantes esterilizados foram removidos das embalagens com uma pinça estéril na direção vertical e com ajuda de uma ponteira estéril (Sigma-Aldrich) foi depositado no interior dos implantes 2 µl de BHI (Brain-heart infusion-Difco, Becton Dickinson). Em seguida os intermediários mini pilar cônico (mini-abutment SIN – Sistema de implante) foram assentados com torque de 20 Ncm. Os implantes foram colocados de cabeça para baixo dentro do tubo criogênico graduado de 2 ml (TPP-89020), foi adicionado 1 ml de BHI, fechado o criotubo com ¼ de volta desenroscados e guardados na estufa a 37°C por três dias para ter certeza que não houve contaminação durante a manipulação. Completado os três dias de espera, foi depositado no interior de cada criotubo 250 µl do inóculo microbiano. Novamente os criotubos foram fechados com ¼ de volta desenroscados e guardados na estufa a 37°C, onde foram mantidos até a coleta de 7, 14, 21, 35, 49 e 63 dias, para análise de contaminação

do meio externo para o meio interno. A cada três dias o meio era renovado para evitar sua saturação. A cada final de período de coleta os implantes eram desinfetados e esterilizados na autoclave, tendo cuidado de cada implante ser embalado com seus respectivos intermediários para que não houvesse troca dentro de cada grupo e não comprometesse o resultado final.

Figura 04 – Montagem dos grupos sem uso do selante. Os implantes utilizados foram de Hexágono externo, interno e cone mose (A). Foram removidos de sua embalagem e montados com seus respectivos intermediários na câmara de fluxo e mantidos na estufa à 37C.

4.4 SEGUNDA FASE

Na segunda fase foi realizada a montagem dos grupos A1, B1 e C1. Nesta fase avaliamos a eficácia do LOCTITE® 222 como um vedante da interface implante e intermediário. Antes de sua utilização, realizou-se a esterilização do produto. Por se tratar de um material líquido sua esterilização foi feita através de luz ultravioleta na câmara de fluxo laminar por duas horas utilizando um frasco de vidro esterilizado com o volume do material que seria utilizado no experimento. Após a esterilização, uma pequena quantidade do produto foi colocada no criotubo de 2 ml com 1 ml de BHI e mantido por 48 horas na estufa a 37°C para verificar se o material teve sua correta esterilização. Após um período de 48h o resultado foi negativo para contaminação. O processo de esterilização sempre foi realizado antes de começar o experimento que testava a efetividade do material vedante.

Na câmara de fluxo abrimos os pacotes que estavam os implantes que foram esterilizados em autoclave após o seu uso na primeira fase do trabalho, com a ajuda de uma pinça o implante era segurado e com uma ponteira estéril (Sigma-Aldrich) foi depositado no interior do implante 2 µl de BHI. No intermediário era aplicada uma fina camada do LOCTITE® 222 (Henkel Ltda.), com ajuda de um microbrush estéril (KG-Sorensen). Em seguida os intermediários mini pilar cônico (mini-abutment SIN – Sistema de implante) foram assentados com torque de 20 Ncm conforme a indicação do fabricante. Os implantes foram colocados de cabeça para baixo dentro do tubo criogênico graduado de 2 ml (TPP-89020) foi adicionado 1 ml de BHI, fechado o criotubo com ¼ de volta desenroscados e guardados na estufa a 37°C por três dias para que se tenha certeza que não houve contaminação durante a manipulação conforme descrito por Duarte et al (2006). Completado os três dias de espera, foi depositado no interior de cada criotubo 250 µl do inóculo microbiano.

Figura 05 – Montagem dos grupos com uso do selante. O selante foi aplicado nos componentes protéticos, primeiramente nas roscas dos parafuso e na porção interna dos intermediários do hexágono externo e interno (A-H). No cone morse o selante foi aplicado apenas nas roscas do parafuso pois seu desenho não permite aplicação na porção interna dos intermediários devido seu componente protético ser de corpo único. Os implantes foram montados e dado o torque recomendado pelo fabricante de 20Ncm (I). Posteriormente foram colocados no interior dos criotubos (J e L) e mantidos na estufa a 37°C.

4. 5 COLETA DO MATERIAL

A coleta do material foi realizada após 7, 14, 21, 35, 49 e 63 dias que os implantes ficaram em contato com o meio microbiano. Os implantes foram removidos da estufa e iniciou-se a coleta das amostras dentro da câmara de fluxo laminar. O criotubo foi desrosqueado e com uma pinça Ális os implantes eram apreendidos e friccionados contra uma gaze embebida com álcool a 70%. Posteriormente, procedeu-se a remoção do intermediário e um cone de papel absorvente (Ponta de papel absorventes) foi utilizado para coletar o meio de cultura do interior do implante. Em seguida, este cone de papel era depositado em um novo criotubo estéril contendo 2 ml de solução de BHI e levados para estufa a 37°C. Após 24 ou 48 horas, o aspecto turvo da solução era o indicativo de contaminação, isto é, indicaria se as bactérias passaram do meio externo para o meio interno. Após esse período se o aspecto da solução estivesse claro era um indicativo de ausência de contaminação.

Figura 06 – Coleta das amostras. As coletas eram realizadas em câmara de fluxo laminar (A e B). Dando a atenção de sempre colocar cada componente com seu respectivo implante para evitar a troca entre os espécimes (C e D). Com cone de papel estéril era coletado o material da porção interna dos implante de hexágono externo, interno e cone morse. Este cone era colocado no interior do criotubo estéril contendo 2 ml de BHI. Todos foram mantidos na estufa à 37°C. Imagens aproximadas das mostras com aspecto turvo caracterizando a contaminação (I) e aspecto claro caracterizando ausência de contaminação (J).

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Análises entre três ou mais grupos experimentais, como os tipos de conexão (hexágono externo, hexágono interno e cone morse) e tempos de avaliação, foram submetidos ao teste estatístico Q de Cochran. Na análise dos dados entre os grupos controle e teste (selante, Loctite® 222) foi utilizado o teste de McNemar. Para todas as análises, valores de $p < 0.05$ foram considerados estatisticamente significantes. Todos os testes estatísticos, adequados aos experimentos, grupos e valores obtidos foram aplicados através dos programas GraphPad InStat e Prism4 (GraphPad, San Diego, CA).

5 Resultados

5 RESULTADOS

5.1 AVALIAÇÃO DA MICRO INFILTRAÇÃO DOS IMPLANTES DO GRUPO A, B E C.

Para avaliar a contaminação através da turbidez foi utilizada a 0,5 escala de MacFarland onde se verificava a mudança de coloração do meio após o cultivo de amostras coletadas ao término de 7, 14, 21, 35, 49 e 63 dias de contaminação (Tabela 2). Os resultados obtidos demonstram que os implantes não tem capacidade de impedir a penetração do microrganismo *E. faecalis*. A penetração da bactéria foi de 100% em todos os tipos de implantes estudados nesta pesquisa.

TABELA 2: Avaliação da contaminação dos implantes de hexágono externo, hexágono interno e cone morse. Sem uso de material vedante entre o intermediário e os implantes.

Avaliação da contaminação dos Implantes							
Grupos controle	7 dias	14 dias	21 dias	35 dias	49 dias	63 dias	Significância
Grupo A	100%	100%	100%	100%	100%	100%	Não significativa
Grupo B	100%	100%	100%	100%	100%	100%	Não significativa
Grupo C	100%	100%	100%	100%	100%	100%	Não significativa

Grupo A: implantes de hexágono externo; Grupo B: implantes de hexágono interno; Grupo C: Cone morse.

Os resultados encontrados nestes grupos mostram que não houve diferença entre os modelos de implantes Hexágono Externo, Hexágono Interno e Cone Morse. Devido a todos apresentarem contaminação após 7 dias e durante avaliação dos períodos 21, 35, 49, 63 dias, foram encontrados os mesmos resultados de contaminação confirmando que houve penetração de microrganismo do meio externo para meio interno dos implantes.

5.2 AVALIAÇÃO DA MICRO INFILTRAÇÃO DOS IMPLANTES DO GRUPO A1, B1 E C1.

As amostras foram coletadas após a utilização do LOCTITE® 222 como um vedante da interface implante e intermediário. Após o período de 7, 21, 35, 49, 63 dias, a avaliação também foi feita através da turbidez pela escala de MacFarland. Foi verificado que não houve mudança de coloração do meio. Assim os resultados encontrados demonstram que o material

vedante tem a capacidade de impedir a penetração de microrganismo *E. faecalis*. A ausência de penetração foi de 100% em todos os tipos de implantes deste estudo (tabela 3).

TABELA 3: Avaliação da contaminação dos Implantes de hexágono externo, hexágono Interno e cone morse. Com uso do Loctite® entre o intermediário e os implantes.

Avaliação da ausência de contaminação dos Implantes							
Grupos teste	7 dias	14 dias	21 dias	35 dias	49 dias	63 dias	Significância
Grupo A1	100%	100%	100%	100%	100%	100%	Não significativa
Grupo B1	100%	100%	100%	100%	100%	100%	Não significativa
Grupo C1	100%	100%	100%	100%	100%	100%	Não significativa

Grupo A1: implantes de hexágono externo; Grupo B1: implantes de hexágono interno; Grupo C1: Cone morse.

Os resultados encontrados nos grupos teste revela a capacidade do Loctite ® 222 de impedir a penetração de microrganismos do meio externo para o meio interno. Mesmo se compararmos com diferentes tipos de desenhos de implantes como os estudados nesse estudo, o hexágono externo, hexágono interno e cone morse. Para análise estatística empregou-se o teste de variação qualitativa nominal de MacNemar para os grupos controle e teste. Como a comparação entre grupos de implantes não teve diferença de resultados não se aplicou o teste. O valor de p foi considerado significativo quando $p < 0,004$.

TABELA 4: Comparação entre os grupos teste e o grupo controle quanto à presença de contaminação no meio interno dos implantes.

Avaliação da ausência de contaminação dos Implantes													
Grupos	7 dias		14 dias		21 dias		35 dias		49 dias		63 dias		Significância
	CS	SS	CS	SS	CS	SS	CS	SS	CS	SS	CS	SS	
Hexágono Externo	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	Significante
Hexágono Interno	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	Significante
Cone Morse	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	Significante

CS: implantes testados com uso do Loctite 222; SS: implantes testados sem uso de selante.

6 *Discussão*

6 DISCUSSÃO

Com a união entre implantes e osso já estabelecida na literatura. Os estudos com os implantes osseointegrados passaram a ser focados na interface implante/intermediário e sua capacidade funcional (HERMANN, et. al., 2001)²². A manutenção dos tecidos que rodeiam os implantes e promovem um selamento biológico, apresentam-se mais saudáveis quando esse espaço presente na interface implante/intermediário é inexistente, porém um espaço mínimo é aceitável. Assim, vários estudos têm sido realizados analisando-se os efeitos das diferentes localizações dos implantes e os seus componentes protéticos.

Jansen, et al (1997)²³ realizaram um estudo onde avaliaram a contaminação de treze diferentes combinações entre implantes e intermediário com *Escherichia Coli* por um período de 5, 7, 10 e 14 dias. Seus resultados mostraram que nos implantes onde houve aplicação do selante a contaminação foi claramente reduzida quando comparado aos implantes sem aplicação do selante. Porém, houve contaminação em todos os implantes já nos primeiros dois dias. O que corrobora os achados em nosso estudo, na condição controle, todos os implantes apresentaram contaminação na primeira semana de avaliação.

Ao avaliar a micro infiltração dos implantes e seus componentes Gross, et al (1999)¹⁹ também encontraram contaminação nos implantes com os diferentes torques recomendados pelos fabricantes e seus resultados reforçam que todos implantes (Brånemark, Sulzer calcitek, 3i, ITI, Steri-Oss), testados neste estudo apresentaram micro infiltração através da interface implante/ intermediário. Estes resultados indicam que pequenas partículas, até mesmos subprodutos das bactérias e nutrientes necessários para o crescimento destes microrganismos, são capazes de passar através desta abertura contribuindo para o aparecimento de periimplantite.

A modificação dos desenhos dos implantes foram feitos no intuito de ter uma maior adaptação, diferentes propostas protéticas e também para evitar que houvesse a contaminação por bactérias e ou fluidos dos subprodutos das mesmas. Tesmer, et al³⁷ avaliaram trinta implantes com solução de bactérias “*Aggregatibacter actinomycetemcomitans*” e “*Porphyromonas gingivalis*” em diferentes desenhos de implantes, porém seus resultados mostraram contaminação interna dos implantes. Logo após este estudo um novo estudo foi

realizado avaliando a contaminação através de testes mecânicos e a contaminação dos implantes foram confirmadas em seus resultados.

Um consenso comum existente, que todos os implantes que apresentam dois componentes implante e intermediário vão apresentar um gap onde possíveis bactérias poderão passar e permanecer no interior dos implantes servindo com fonte de contaminação e liberando seus subprodutos para o meio externo podendo ser um agravante para doença periimplantar e alterações teciduais ao redor dos implantes.

Rismanchian, et al (2011)³⁴ utilizaram materiais de liga nobre na fabricação dos pilares dos implantes no intuito de promover essa vedação. Em seu trabalho, utilizaram ligas nobres com teor de 25% de platina e ouro e outras ligas a base de paládio, com peso mínimo de 50%. Apesar das diferentes quantidades de ligas nobres, estas não foram eficientes em evitar a micro infiltração entre implante e intermediário. Kano, et al (2007)²⁴ avaliaram a presença do micro gap nos cilindros após a fundição para confecção do intermediário. Utilizaram cilindros de titânio usinado, cilindros de plásticos fundidos em níquel cromo e cilindros fundidos em cromo cobalto, e após as medições também encontraram a presença de gap entre implante e intermediário.

Na busca pela adaptação dos intermediários, Baixe, et al (2010)³ utilizaram pilares de zircônia de diferentes conexões interna, externa e conexão interna de formato cônico para avaliar sua adaptação. As adaptações com o formato plano apresentavam medidas inferiores 2µm e quando comparadas com o formato cônico este teve valores menores. Yüzügüllü, Avci, (2008)³⁸ fizeram testes com carregamento dinâmico comparando pilares feitos de titânio e pilares cerâmicos, conforme foram feitos os ciclos de 47.250 sobre os abutment foram realizadas medições da presença do gap entre o implante e o intermediário. Tanto o grupo controle feito de titânio quanto o grupo teste feito de cerâmica apresentaram aumento do tamanho do gap.

Deconto, et al (2010)¹¹ avaliaram implantes do tipo cone morse com dois diferentes pilares, inoculados com "*Escherichia coli*" em suspensão, após sete dias foram realizadas as contagens do número de colônias e comparadas entre si, não havendo diferenças estatisticamente significantes. Assim observa-se que independentemente do tipo de desenho do implante ou da empresa, sempre há presença de "gaps" entre o implante e o intermediário.

Coelho, et al (2008) ⁸ tentaram encontrar em que momento iniciava a infiltração do implante através do uso de corante azul de toluidina no interior do implante. O extravasamento do corante de dentro para fora foi avaliado por espectrofotometria nos intervalos de 1, 3, 6, 24, 48, 72, 96 e 144h, na primeira hora já foi encontrada níveis de concentração de corante e seu aumento gradativo foi observado com o passar das horas. Resultados semelhantes foram encontrados nos testes de Lorenzoni, et al (2011) ³⁰ com uso de 0,7µl de 1% de solução de ácido-vermelho no interior dos implantes.

Avaliando a presença de “gaps” através das endotoxinas, Harder, et al (2010) ²¹ observaram os implantes nos períodos de 5 min, 24h, 72h e 168h, só encontrando endotoxina após 24 horas, a partir deste período as endotoxinas foram aumentando gradativamente com o passar das horas. Logo todos os implantes que possuem intermediário e abutment apresentam contaminação com meio interno e externo, pois são dois componentes. Porém dependendo do formato pode variar o tamanho do “gap” que varia de 0µm até 250µm dependendo da região a ser medida⁷. Os resultados obtidos nesse estudo confirmam que apesar da mudança de formato seja hexágono interno, hexágono externo e cone Morse todos os implantes testados apresentaram contaminação na primeira semana em que foram detectados através da turbidez do caldo BHI.

Outro tipo de material utilizado no intuito de prevenir a micro infiltração foi o emprego de uma fina película de um material selante para ser um vedante da interface implante/intermediário como no estudo de Besimo, et al (1999) ⁴ onde foi utilizado verniz contendo clorexidina (Cervitec) com avaliações no período de 3, 5, 6, e 8 semanas. O verniz mostrou-se eficiente no processo de vedação desta interface quando testado contra “*S.Aureus*”, apresentando somente um implante com contaminação na quarta semana. Porém, quando esta pesquisa foi repedida por Duarte et al (2006) ¹⁵ testando a contaminação com “*enterococcus Faecalis*”, após 1, 2, 3, 5, 7 e 9 semanas, e comparando a eficiência do verniz com o selante de silicone aplicado na interface implante/intermediário, observaram que os materiais não foram capazes de manter a vedação por mais de 63 dias, verificando assim contaminação dos implantes após duas semanas. Concluíram então, que os materiais demonstraram capacidades similares de vedação, embora todos os implantes apresentem contaminação bacteriana independente de ser hexágono interno externo ou cone Morse.

No entanto, o loctite® 222 promoveu um selamento da interface implante/intermediário durante 7, 14, 21, 35 e 63 dias, apesar dos diferentes tipos de conexões e formatos da parte interna dos implantes. Na literatura são apontadas a ocorrência de sérios problemas de desadaptação entre os implantes e seus componentes protéticos, uma vez que se trata de um componente com duas peças. Logo, a presença de fendas ou “*gap*” pode servir de arcabouço para o acúmulo de placa e colonização de bactérias prejudiciais à manutenção de um tecido gengival saudável ao redor dos implantes. Como já descrito, a contaminação no interior dos implantes pode ocorrer nas primeiras horas da instalação dos implantes na cavidade bucal e este material mostrou-se eficiente em promover vedação em diferentes tipos de implantes aqui testados: seja de hexágono externo, hexágono interno e cone Morse, pois não houve contaminação do meio externo para o meio interno dos implantes. Mostrando assim de grande avalia nos tratamentos de onde lançamos mãos de implantes com carga imediata onde nas primeiras horas necessitamos de uma correta vedação deste implante para evitar contaminações e promover uma osseointegração adequada.

7 Conclusão

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos neste experimento podemos concluir que:

1. Como no uso do Loctite® 222 não houve contaminação do meio externo para o meio interno dos implantes, este material reduz o fato dos implantes serem provedores da manutenção da proliferação das bactérias servindo como um arcabouço para contaminação dos tecidos que circundam a interface implante e intermediário.
 2. O material analisado teve um bom comportamento na condição de vedação na interface implante com intermediário.
 3. Quando foi avaliada a eficiência do material vedante nos implantes de hexágono externo, hexágono interno e cone morse o material testado teve o resultado de 100% na sua eficácia de evitar a micro infiltração do meio externo para interno, *in vitro*.
-

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* 10(6):387-416, 1981
 2. Assenza B, Scarano A, Petrone G, Iezzi G, Thams U, San Roman F, et al.: Crestal bone remodeling in loaded and unloaded implants and the microgap: a histologic study. *Implant Dent* 12(3):235-41, 2003
 3. Baixe S, Fauxpoint G, Arntz Y, Etienne O: Microgap between zirconia abutments and titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25(3):455-60, 2010
 4. 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* 14(5):654-60, 1999
 5. Botero JE, Gonzalez AM, Mercado RA, Olave G, Contreras A: Subgingival microbiota in peri-implant mucosa lesions and adjacent teeth in partially edentulous patients. *J Periodontol* 76(9):1490-5, 2005
 6. 6 Boynuegri AD, Yalim M, Nemli SK, Erguder BI, Gokalp P: Effect of different localizations of microgap on clinical parameters and inflammatory cytokines in peri-implant crevicular fluid: a prospective comparative study. *Clin Oral Investig*, 2011
 7. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, N DAS, Coelho PG: Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil* 34(7):508-16, 2007
 8. 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* 35(12):917-24, 2008
 9. Covani U, Marconcini S, Crespi R, Barone A: Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. *Implant Dent* 15(3):298-304, 2006
 10. de Almeida FD, Carvalho AC, Fontes M, Pedrosa A, Costa R, Noleto JW, et al.: Radiographic evaluation of marginal bone level around internal-hex implants with switched platform: a clinical case report series. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26(3):587-92, 2011
-

11. Deconto MA, Salvoni AD, Wassall T: In vitro microbiological bacterial seal analysis of the implant/abutment connection in morse taper implants: a comparative study between 2 abutments. *Implant Dent* 19(2):158-66, 2010
 12. Degidi M, Iezzi G, Scarano A, Piattelli A: Immediately loaded titanium implant with a tissue-stabilizing/maintaining design ('beyond platform switch') retrieved from man after 4 weeks: a histological and histomorphometrical evaluation. A case report. *Clin Oral Implants Res* 19(3):276-82, 2008
 13. Degidi M, Perrotti V, Shibli JA, Novaes AB, Piattelli A, Iezzi G: Equicrestal and subcrestal dental implants: a histologic and histomorphometric evaluation of nine retrieved human implants. *J Periodontol* 82(5):708-15, 2011
 14. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z: In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20(5):732-7, 2005
 15. Duarte AR, Rossetti PH, Rossetti LM, Torres SA, Bonachela WC: In vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces. *J Periodontol* 77(11):1828-32, 2006
 16. Elian N, Bloom M, Dard M, Cho SC, Trushkowsky RD, Tarnow D: Effect of Interimplant distance (2 and 3 mm) on the height of interimplant bone crest: a histomorphometric evaluation. *J Periodontol* 82(12):1749-56, 2011
 17. Gardner DM: Platform switching as a means to achieving implant esthetics. *N Y State Dent J* 71(3):34-7, 2005
 18. Graves DT, Cochran D: The contribution of interleukin-1 and tumor necrosis factor to periodontal tissue destruction. *J Periodontol* 74(3):391-401, 2003
 19. Gross M, Abramovich I, Weiss EI: Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14(1):94-100, 1999
 20. Guindy JS, Schiel H, Schmidli F, Wirz J: Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19(6):826-31, 2004
-

21. Harder S, Dimaczek B, Acil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M: Molecular leakage at implant-abutment connection--in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clin Oral Investig* 14(4):427-32, 2010
 22. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL: Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 72(10):1372-83, 2001
 23. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ: Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12(4):527-40, 1997
 24. Kano SC, Binon PP, Curtis DA: A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22(6):879-85, 2007
 25. Kao RT, Curtis DA, Richards DW, Preble J: Increased interleukin-1 beta in the crevicular fluid of diseased implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10(6):696-701, 1995
 26. Koutouzis T, Wallet S, Calderon N, Lundgren T: Bacterial colonization of the implant-abutment interface using an in vitro dynamic loading model. *J Periodontol* 82(4):613-8, 2011
 27. Lang NP, Bragger U, Walther D, Beamer B, Kornman KS: Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys. I. Clinical and radiographic findings. *Clin Oral Implants Res* 4(1):2-11, 1993
 28. Lazzara RJ, Porter SS: Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 26(1):9-17, 2006
 29. Listgarten MA: Microorganisms and dental implants. *J Periodontol* 70(2):220-2, 1999
 30. 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* 2011:864183, 2011
 31. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M: Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res* 18(5):581-4, 2007
-

32. Pessoa RS, Vaz LG, Marcantonio E, Jr., Vander Sloten J, Duyck J, Jaecques SV: Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols: computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25(5):911-9, 2010
 33. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, et al.: Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol* 72(9):1146-50, 2001
 34. Rismanchian M, Hatami M, Badrian H, Khalighinejad N, Goroohi H: Evaluation of Microgap Size and Microbial Leakage in Connection Area of four Abutments with Straumann (ITI) Implant. *J Oral Implantol*, 2011
 35. Salama H, Rose LF, Salama M, Betts NJ: Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics--a technique reexamined: two case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent* 15(4):344-61, 1995
 36. 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* 20(6):875-81, 2005
 37. Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T, Lundgren T: Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *J Periodontol* 80(12):1991-7, 2009
 38. Yuzugullu B, Avci M: The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 10(2):113-21, 2008
-

Anexos

LOCTITE®

LOCTITE® 222

Janeiro 2009

DESCRIÇÃO DO PRODUTO

LOCTITE® 222 apresenta as seguintes características:

Tecnologia	Acrílico
Base Química	Ester Dimetacrilato
Aparência (não curado)	Líquido Violeta ^{ANS}
Fluorescência	Positiva sob luz UV ^{ANS}
Componentes	Mono componente - não requer mistura
Viscosidade	Baixa, tixotrópico
Cura	Anaeróbico
Cura Secundária	Ativador
Aplicação	Trava Roscas
Resistência	Baixa

LOCTITE® 222 é indicado para travamento e vedação de superfícies rosçadas, que necessitam fácil desmontagem com ferramentas manuais convencionais. O produto cura quando confinado entre superfícies metálicas e na ausência de ar, e evita o afrouxamento e vazamento originados por impacto e vibração. Especialmente indicado para aplicações como parafusos de ajuste e elementos de fixação de pequeno diâmetro ou longo curso, onde é necessária facilidade de desmontagem sem a quebra do componente. A característica tixotrópica do LOCTITE® 222 reduz o escorrimento do produto líquido após aplicação no substrato.

PROPRIEDADES DO MATERIAL NÃO CURADO

Densidade @ 25 °C	1,05
Ponto de Fulgor - Ver FISPQ	
Viscosidade Brookfield - RVT, 25 °C, mPa.s (cP):	
Haste 3, veloc. 2,5 rpm	≥ 3 500
Haste 3, veloc. 20 rpm	900 a 1 500 ^{ANS}
Viscosidade, EN 12092 - MV, 25 °C, após 180 s, mPa.s (cP):	
Taxa de cisalhamento 277 s ⁻¹	135

DESEMPENHO DE CURA

Velocidade de cura vs. Substrato

A velocidade de cura depende do substrato usado. O gráfico abaixo mostra a resistência à quebra desenvolvida em função do tempo, em Porcas e Parafusos M10 de aço comparados em diferentes materiais e testados de acordo com ISO 10964.

Velocidade de cura vs. Folga

A velocidade de cura depende da folga entre as partes. As folgas em superfícies rosçadas dependem do tipo, qualidade e dimensão das rosas. O gráfico seguinte mostra a resistência axial do produto em função do tempo em pinos e colares de aço em diferentes folgas controladas e testados de acordo com ISO 10123.

Velocidade de cura vs. Temperatura

A velocidade de cura depende da temperatura. O gráfico abaixo mostra a resistência à quebra desenvolvida em função do tempo e temperatura de exposição em Porcas e Parafusos M10 de aço e testados de acordo com ISO 10964.

Velocidade de Cura vs. Ativador

Na presença de grandes folgas ou quando o tempo de cura for demasiadamente longo, a aplicação de um ativador na superfície aumentará a velocidade de cura. O gráfico abaixo mostra a resistência à quebra desenvolvida em função do tempo, em porcas e parafusos M10 de aço com dicromato de zinco usando Ativador 7471™ e 7649™ e testado de acordo com ISO 10964.

FDT LOCTITE® 222, Janeiro 2009

PROPRIEDADES DO PRODUTO CURADO**Propriedades Físicas:**

Coefficiente de dilatação térmica, ASTM D 696, K ⁻¹	80×10 ⁻⁶
Coefficiente de condutividade térmica, ASTM C177, W/(m·K)	0,1
Calor específico, kJ/(kg·K)	0,3

DESEMPENHO DO PRODUTO CURADO**Propriedades do Produto**

Após 24 horas @ 22 °C

Torque de Quebra, ISO 10964:

Porcas e parafusos M10	N·m	6
	(lb.in.)	(50)

Torque Residual, ISO 10964:

Porcas e parafusos M10	N·m	4
	(lb.in.)	(35)

Torque de Quebra, ISO 10964, com Pré-Torque de 5 N·m:

Porcas e parafusos M10	N·m	14
	(lb.in.)	(120)

Max. Torque Residual, ISO 10964, com Pré-Torque de 5 N·m:

Porcas e parafusos M10	N·m	14
	(lb.in.)	(120)

Resistência Axial, ISO 10123:

Pinos e colares de aço	N/mm ²	≥2,5 ^{IMS}
	(psi)	(≥360)

RESISTÊNCIA AO AMBIENTE DE TRABALHO

Curado por 1 semana @ 22 °C

Torque de quebra, ISO 10964, com Pré-Torque de 5 N·m:

Porcas e parafusos M10 de aço com fosfato de zinco

Envelhecimento ao Calor

Envelhecido à temperatura indicada e testado @ 22 °C

Resistência Química / Solventes

Envelhecido sob as condições indicadas e testado @ 22 °C.

Ambiente	°C	% da resistência inicial			
		100 h	500 h	1000 h	5000 h
Óleo de motor (MIL-L-46152)	125	100	95	90	85
Gasolina com chumbo	22	95	95	95	95
Fluido de freio	22	95	95	95	90
Água/glicol 50/50	87	80	80	80	80
Acetona	22	100	90	90	90
Etanol	22	95	95	90	90

INFORMAÇÕES GERAIS

Este produto não é recomendado para uso em sistemas de oxigênio puro ou em altas concentrações e não deve ser especificado como vedante para cloro e outros materiais fortemente oxidantes.

Para informações seguras de manuseio deste produto, consulte a Ficha de Segurança do Produto (FISPQ).

Quando forem utilizadas soluções aquosas para desengraxe de peças, para posterior montagem, será importante verificar a compatibilidade da solução desengraxante com o produto. Há casos em que esta solução poderá afetar a cura e o desempenho do produto.

Henkel Ltda
+55.11.3205.7000

Henkel Europe
+49.89.9268.0

Henkel Asia Pacific
+81.45.758.1810

Para maiores informações técnicas e comerciais visite nosso site: www.loctite.com.br

FDT LOCTITE® 222, Janeiro 2009

Normalmente este produto não é indicado para uso em plásticos (principalmente termoplásticos, onde poderá causar "stress cracking"). Recomendamos aos usuários confirmarem a compatibilidade do produto com tais substratos.

Modo de Uso

Para Montagem

1. Para melhores resultados, limpar as superfícies com o agente de limpeza LOCTITE® e deixar secar.
2. Se o material for inativo, ou a velocidade de cura muito lenta, aplicar o ativador e deixar secar.
3. Agitar o frasco antes de usar.
4. Para prevenir contra o entupimento do bico do frasco, não permitir o contato do mesmo com as superfícies metálicas durante a aplicação do produto.
5. **Para furos passantes**, aplicar a quantidade necessária de produto na área de montagem da porca e parafuso.
6. **Furos cegos**, aplicar algumas gotas do produto no fundo da rosca fêmea onde será montado o parafuso.
7. Montar e apertar as peças com o torque especificado.
8. **Para Aplicações de Vedação**, aplicar um filete de produto em 360° da rosca macho, deixando livre o primeiro fio de rosca. A quantidade de produto deve ser suficiente para preencher todos os espaços vazios entre as rosas. Para rosas de grandes diâmetros aplicar também um filete de produto em todo o perímetro da rosca fêmea.

Para desmontagem

1. Remover as partes utilizando ferramentas manuais convencionais.
2. Se por qualquer eventualidade não for possível desmontar as peças, aplicar calor localizado na porca ou parafuso, aproximadamente 250 °C. Desmontar as peças enquanto quentes.

Para Limpeza

1. Quando necessário, a remoção do produto curado pode ser efetuada utilizando-se o Loctite Removedor Juntas e ação mecânica, por exemplo escova de aço.

Especificação Loctite de Material^{LMS}

LMS datada de Maio 18, 1999. Os relatórios de ensaios de cada lote são disponíveis para as propriedades indicadas. Os relatórios de testes LMS incluem parâmetros de testes selecionados de Controle de Qualidade, e são considerados apropriados para especificações para uso pelo cliente. Adicionalmente, são realizados controles completos que garantem a qualidade e consistência do produto. Requisitos específicos de especificações do cliente podem ser coordenados através do departamento da Qualidade da Henkel.

Armazenamento

Armazene o produto em sua embalagem fechada em local seco. Informações de armazenagem devem estar indicadas no rótulo do produto.

Armazenagem ideal : 8 °C a 21 °C. Armazenagem abaixo de 8°C ou acima de 28°C podem prejudicar suas propriedades. Produto removido de sua embalagem pode ser contaminado durante o seu uso. Não retorne o produto para a embalagem. A Henkel Ltda não pode assumir responsabilidades por produto que foram contaminados ou não armazenados em condições indicadas. Para maiores informações, por favor, entre em contato com o Centro de Assistência Técnica de sua localidade.

Conversões

(°C x 1.8) + 32 = °F
 kV/mm x 25.4 = V/mil
 mm / 25.4 = polegadas
 µm / 25.4 = mil
 N x 0.225 = lb
 N/mm x 5.71 = lb/in
 N/mm² x 145 = psi
 MPa x 145 = psi
 N·m x 8.851 = lb·in
 N·m x 0.738 = lb·ft
 N·mm x 0.142 = oz·in
 mPa·s = cP

Nota

Os dados contidos na presente são fornecidos apenas para informação, sendo julgados confiáveis. Não podemos assumir responsabilidade pelos resultados obtidos por terceiros sobre cujos métodos não temos controle. Constitui responsabilidade do usuário determinar a aplicabilidade aos seus próprios fins de qualquer método de produção mencionado na presente e adotar as devidas e recomendáveis precauções para a proteção de bens e pessoas contra quaisquer danos que possam derivar de tal manipulação e uso. À luz desta condição, a Henkel Ltda não assume responsabilidade quanto a quaisquer garantias, expressas ou implícitas, inclusive garantias de comercialização ou adequação a determinado fim, surgidas da venda ou uso dos produtos de sua fabricação. A Henkel Ltda não assume nenhuma responsabilidade por qualquer tipo de dano consequente ou imprevisto, inclusive lucros cessantes. A presente discussão de vários processos ou composições não deve ser interpretada como representação de que eles estejam livres da jurisdição de patentes detidas por terceiros ou como uma licença, sob qualquer patente da Henkel Ltda que possa cobrir tais processos ou composições. Recomendamos a cada usuário em potencial testar a aplicação que pretende antes do uso repetido do produto, usando os dados da presente como guia. Este produto pode estar coberto por uma ou mais patentes, concedidas ou requeridas, norte-americanas ou de outros países, ou por aplicações patenteadas.

Uso da Marca

Salvo exceções identificadas, todas as marcas mencionadas neste documento são marcas registradas da Henkel Corporation nos Estados Unidos e outros países. ® identifica uma marca registrada no "U.S. Patent and Trademark Office".

Referência 0.4

Henkel Ltda
 +55.11.3205.7000

Henkel Europe
 +49.89.9268.0

Henkel Asia Pacific
 +81.45.758.1810

Para maiores informações técnicas e comerciais visite nosso site: www.loctite.com.br