

Elí Jair Rodríguez Ivich

**Análise e comparação da interface implante/pilar de pilares de zircônia usinados por tecnologia CAD/CAM sobre implantes HE.**

Dissertação submetido(a) ao Programa de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso.

Florianópolis  
2016

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária  
da UFSC.

Rodríguez Ivich, Elí Jair

Análise e comparação da interface implante/pilar de pilares de zircônia usinados por tecnologia CAD/CAM sobre implantes HE / Elí Jair Rodríguez Ivich ; orientadora, Antônio Carlos Cardoso - Florianópolis, SC, 2016.63 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós Graduação em Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Prótese implanto-suportada. I. Cardoso, Antônio Carlos. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

Elí Jair Rodríguez Ivich

**Análise e comparação da interface implante/pilar de pilares de zircônia usinados por tecnologia CAD/CAM sobre implantes HE**

Este (a) Dissertação/Tese foi julgado(a) adequado(a) para obtenção do Título de “Mestre”, e aprovad(o)a em sua forma final pelo Programa Pós Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 26 de fevereiro de 2016.

**Banca Examinadora:**

---

Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso

---

Prof. Dr. Luis André Mendonça Mezzomo

---

Prof.<sup>a</sup> Dr. Fabio Luiz Andretti

---

Prof. Dr. João Gustavo Oliveira de Souza.



Com carinho, dedico esta dissertação,

A Deus seja toda a honra e a glória pelo que ele tem feito em mim.

Aos meus queridos pais, **Manuel** e **Paty**, pelo imenso amor, dedicação e humildade, por me apoiar e acreditar em minhas escolhas, permitindo que meus sonhos se tornem realidade e pelo exemplo de força para superar todos os obstáculos.

Aos meus dois irmãos, **Hussein** e **Haziel**, amigos de todas as horas e circunstâncias, pelo companheirismo e incentivo nos momentos difíceis e pela felicidade de tê-los ao meu lado.



## AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Antônio Carlos Cardoso**, obrigado por fazer diferença nesta etapa da minha vida, não somente na área odontológica, mas também na área pessoal e espiritual. Não tenho palavras para agradecer.

Ao **Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri**, pelo grande apoio e por ser parte importante no meu desenvolvimento como profissional e por viabilizar a execução desta dissertação.

A meus queridos amigos e colegas do mestrado **Abraão Moratelli Prado, Daniel Suarez Rodríguez e Miguel Alexandre Noronha de Oliveira** que tornaram-se meus irmãos, obrigado pela parceria.

Ao **Prof. Dr. Fabio Andretti** pela amizade e valiosa ajuda no trabalho.

Ao **Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini**, obrigado pelo incentivo constante à pesquisa, pelo exemplo de grande orador que nos motiva.

Ao **Prof. Dr. Marco Aurélio Bianchini**, obrigado pelo exemplo de persistência e força, acreditando sempre na nossa Odontologia e pela incessante busca pelo melhor.

Ao **Prof. Dr. Cesar Augusto Benfatti**, obrigado pelo desejo de melhorar o programa de Implantologia nas todas as áreas.

Ao meus queridos amigos **Alberto Sierra e Blanca Nieves** pela sua amizade e apoio incondicional.

Ao o meu querido amigo de doutorado **Juan Felipe** pelo apoio nestes anos.

Aos meus amigos e colegas do mestrado **Patricia Medeiros Araújo, Gabriel Magrin, Débora Amgarten Ribeiro, Felipe Damerou e Bruna Correia**, obrigado pelo acolhimento, pela troca de experiências e pela amizade.





*“Tal conhecimento é  
maravilhoso  
demais para mim;  
elevado é, não o posso  
atingir.”*

*Salmos 139:6*



## RESUMO

O objetivo deste estudo foi determinar a precisão marginal de diferentes pilares de zircônia usinados por sistemas de CAD/CAM instalados sobre implantes Hexágono Externo. Foram utilizados doze implantes de hexágono externo Easy Grip (Conexão Sistema de Prótese Ltda) de 10mm de comprimento e 4.0 mm de diâmetro. Foram utilizados quatro tipos de pilares: Grupo 1 – Pilares de titânio pré-fabricados (30 N); Grupo 2 – Pilares de zircônia: Dental Wings (20 N); Grupo 3 – Pilares de zircônia: 3Shape (20 N); Grupo 4 – Pilares Ti-base: (CEREC, Sirona) (35 N). As amostras foram apreendidas em um porta-amostra e segmentadas ao longo eixo. A espessura da interface implante-pilar foi mensurada por microscopia óptica em 6 diferentes pontos. Os valores da análise de variância resultaram que os tamanhos da interface do grupo 1 (Ti) foram significativamente menores do que os observados nos pilares cerâmicos ( $P < 0,05$ ). Os valores da interface do grupo 1 (Ti) não foram significativamente diferentes aos valores do grupo 4 ( $P > 0,05$ ). No entanto, foi encontrada uma diferença significativa entre as interfaces dos pilares de titânio (grupo 1 e 4) em comparação com os pilares de zircônia (grupo 2 e 3). Dentro dos limites deste estudo, mostrou-se que os pilares de zircônia não podem ser usinados com o mesmo grau de precisão que os pilares metálicos. As consequências mecânicas e o risco de infiltração microbiana da interface implante-pilares de zircônia devem ser avaliados em investigações clínicas.

**Palavras-chave:** Prótese Dentária, Implanto-suportada.



## **ABSTRACT**

The aim of this study was to determine the marginal accuracy of different zirconia abutments machined by CAD/CAM systems screwed on external hexagon implants. Twelve external hexagon (HE) ( Easy Grip, Prosthesis System Connection Ltd.) implants (10mm long and 4.0 mm) were used. Four types of abutments were used: Group 1 - prefabricated titanium abutments (30 N); Group 2 - zirconia abutments: Dental Wings (20 N); Group 3 - zirconia abutments: Tree Shape (20 N); Group 4 - Ti-base abutments: CEREC (35 N). The samples were placed in a sample port and segmented through the long axis. The thickness of the implant-abutment interface was measured by optical microscopy in 6 different points. One-way ANOVA have shown that the interfacial gaps from group 1 (Ti) were significantly lower than those observed in zirconia abutments ( $P < 0.05$ ), but were not significantly different from the values of Group 4 ( $P > 0.05$ ). However, a significant difference was found between the interfaces of titanium abutments (Groups 1 and 4) compared with the zirconia abutments (Groups 2 and 3). Within the limits of this study showed that the zirconia abutments can not be machined with the same degree of precision as the metal abutments. The mechanical effects and the risk of microbial infiltration of zirconia implant-abutment interface should be evaluated in clinical research.

**Key-Words:** Dental prostheses, Implant supported



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	17
1.1	REVISÃO DE LITERATURA .....	17
1.2	OBJETIVOS .....	24
1.2.1	Objetivos Específicos .....	24
<b>2</b>	<b>ARTIGO</b> .....	25
2.1	ARTIGO EM PORTUGUÊS .....	25
2.2	ARTIGO EM INGLÊS .....	39
	<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	49
	<b>APÊNDICE A</b> .....	59
	<b>APÊNDICE B</b> .....	63





# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1. REVISÃO DE LITERATURA

A adaptação marginal adequada para restaurações dentárias e coroas protéticas é importante para prevenir a doença periodontal e cáries recorrentes, independentemente da localização das margens. (Felton, 1991; Larson, 2012; Mjor, 2005; Papageorgiou, 2013; Sorensen, 1986) No caso de uma reabilitação com implantes dentários, a maioria dos sistemas de dois componentes têm um parafuso para o implante e uma estrutura de ligação transmucosa, o pilar. A prótese pode estar ligada ao pilar, ou estar separada deste. (Schwarz, 2000). Pesquisas de sistemas de implantes dentários mostram que as conexões de Hexágono Externo são usadas em mais de 90% dos casos, representando a maioria do mercado de implantes dentários de titânio em 2009 (Tsuge, 2009). A utilização de conexões externas pressupõe o uso de um parafuso de fixação para unir o implante ao pilar. A ligação do pilar à base do implante cria um espaço chamado micro-lacuna. Micro-lacuna é definido como o microespaço que existe entre o implante e o pilar (Esposito et al., 1998; Aloise et al., 2010).

A interface entre o implante e o pilar desempenha um papel crucial tanto na sobrevivência do implante como no sucesso protético. Apesar deste espaço ser extremamente pequeno, a micro-lacuna permite a infiltração de fluidos orgânicos e de microrganismos (Traversy, 1992), sendo responsável pelo mau cheiro (McCarthy, 1993), provavelmente relacionado com a inflamação e infecção dos tecidos peri-implantares. (Gross, 1999). Infiltração bidireccional (infiltração da parte interna do implante para o meio externo e do meio externo para a parte interna do implante) foi relatada em vários sistemas de implantes com diferentes tipos de pilares (Jansen et al., 1997; Persson et al., 1996; Guindy et al., 1998; Dibart et al., 2005; Steinebrunner et al., 2005; Brogгинi et al., 2006; do Nascimento et al., 2008).

Além disso, com base em vários modelos de estudo *in vitro* e *in vivo*, esta infiltração tem um papel potencial no crescimento bacteriano e patogênese peri-implantar (Broggini et al., 2006; Hermann et al., 2001). Esta infiltração diminui significativamente quando o valor do torque dado ao parafuso, como recomendado pelo fabricante, aumento do torque de 10 a 20 Ncm (Harder et al., 2009). No entanto, é importante salientar que o aperto do parafuso repetidas vezes resulta numa diminuição progressiva do torque de remoção (Besimo et al., 1999; Weiss et al., 2000).

Do ponto de vista da engenharia mecânica, discrepâncias e micro-lacunas entre os componentes são inevitáveis quando diferentes partes são encaixadas (Tsuge, 2008). Para manter a estabilidade da conexão, é importante que as forças induzidas pela carga funcional não excedam a força de travamento entre o implante e o pilar, obtido pelo torque de ativação do parafuso de ligação (McGlumphy et al., 1998; Jorneus et al., 1992; Patterson & Johns, 1992). Considerando o comportamento de conexões aparafusadas, a força de aperto entre duas superfícies é maximizada e mais estável quando não há micro-lacunas. (Bickford Jr, 1981). De acordo com a evidência científica atual e a eficácia da tecnologia odontológica contemporânea usada para a fabricação de estrutura, concluiu-se que um ajuste passivo absoluto não pode ser obtido (Carlsson, 1994).

Experimentos de laboratório mostraram que o afrouxamento do parafuso de retenção e sua fratura estão relacionados ao desajuste implante-pilar, (Binon, 1996, 1998; al-Turki, 2002; Khraisat, 2002, 2004) e que a presença de uma interface entre o implante e o pilar pode causar distribuição de tensões desfavoráveis sobre os componentes de conexão, o implante e a crista óssea (Hecker & Ecker 2003; Alkan et al., 2004). Outros estudos verificaram os mesmos achados sob carregamento cíclico nas conexões implante-pilar. (Bickford Jr., 1981) Além disso, as avaliações clínicas, incluindo estudos de 3 e 5 anos prospectivos relataram que o afrouxamento do parafuso ou sua fratura

são complicações comuns em coroas individuais sobre implantes (Laney et al., 1994; Henry et al., 1996).

Os autores especularam que a interface implante-pilar pode ter uma influência significativa nestes resultados. Sucesso limitado foi alcançado na eliminação da interface implante-pilar ou simplesmente evitando seus efeitos. Inclusão de arruelas poliméricas entre as partes de diferentes sistemas de implantes só diminuiu, mas não eliminou a contaminação bacteriana (Rimondini et al., 2001; Lie & Jemt, 1994). Alternativas adequadas podem ser conectores de interferência (cone de travamento) ou implantes de uma peça (King et al., 2002; Adell et al., 1986; Brogini et al., 2003). Várias investigações têm tentado medir a interface implante-pilar para implantes ligados a pilares de vários tipos, várias modalidades de coroas individuais e superestruturas (Piatelli et al., 2001; Jansen et al., 1997; Sanz et al., 1990; Lie & Jemt, 1994).

Existem numerosas técnicas de medições analíticas para a determinação das interfaces, por exemplo, microscopia eletrônica de varredura (MEV), microscopia óptica, microscopia reflexo, *travelling microscope*, técnicas de fotogrametria e medidores de tensão de líquidos (Piatelli et al., 2001; Jansen et al., 1997; Sanz et al., 1990; Khraisat et al., 2004; Goossens & Herbst, 2003; Zervas et al., 1999; Soo et al., 2004; May et al., 1998; Lie & Jemt, 1994; Hoyer et al., 2001). No entanto, as medidas obtidas nos estudos mencionados anteriormente varia em magnitude (décimos para várias centenas de microns), uma vez que estes foram utilizados para avaliar conexões individuais de implante-pilares até adaptações de estruturas múltiplas de implantes (Jorneus et al., 1992; Hecker & Eckert, 2003; Jansen et al., 1997; Sanz et al., 1990). Jansen et al. mediram a interface implante-pilar de 13 combinações implante-pilar diferentes (conexões Hexágono Externo e Interno) por MEV no raio externo da conexão. Eles descobriram que a distancia promedio da interface foi de um intervalo de <10 microns para todos os sistemas.

O uso de implantes revolucionou a prótese dentária e as opções de tratamentos fixos que podem ser oferecidos aos pacientes. Altas taxas de sobrevivência e previsibilidade em longo prazo para implantes endósseos foram consistentemente relatadas, resultando em uma das modalidades de tratamento mais bem-sucedidas na Odontologia (Esposito, et al., 2007; Bahat, 2000; Karoussis, et al., 2004; Naert, et al., 2000). Portanto, o conhecimento adequado desse sistema relacionado com as falhas protéticas (Bartlett, 2007) e seus efeitos biológicos e biomecânicos são necessários. Demonstrou-se que o desenho da interface implante-pilar pode influenciar as dimensões e saúde dos tecidos moles peri-implantares e crista óssea (O'Mahony, 2003; Puchades-Roman, 2000).

Alguns autores sugeriram que a remodelação óssea que ocorre após a segunda fase cirúrgica é um resultado de um processo inflamatório nos tecidos peri-implantares causada pela acumulação de biofilme bacteriano na interface implante-pilar (Broggini, 2003; 2006; Ericsson, 1995; Brägger, 1998). O biofilme bacteriano é considerado um importante fator etiológico na periimplantite. A infiltração bacteriana na interface implante-pilar pode afetar negativamente o resultado do tratamento em longo prazo (Zitzmann, 2002). A colonização das partes internas do implante osseointegrado depois da infiltração bacteriana tem sido demonstrada em vários sistemas de implantes (Jansen, 1997; Coelho, 2008; Quirynen, 1993;1994; Persson, 1996; Guindy, 1998; Gross, 1999; Piattelli, 2001; Aloise, 2010). O biofilme bacteriano na interface implante-pilar prejudica o espaço biológico subcrestal, levando-o para uma posição mais apical e causando perda de osso marginal (Grunder, 2005). A consequência mais comum é a recessão do tecido mole marginal de aproximadamente 1 mm após a segunda fase cirúrgica, que pode influenciar negativamente o resultado estético do tratamento (Small, 2000).

Numa revisão sistemática realizada por Jung e colaboradores concluiu-se que, do ponto de vista mecânico, a complicação técnica mais comum de uma prótese unitária implanto-suportada é o afrouxamento do pilar ou parafuso, com

uma prevalência cumulativa de 12,7%, após um acompanhamento de 5 anos (Jung, 2008). Uma possível razão para este tipo de falha é a má-adaptação na interface implante-pilar, desestabilizando a conexão deste conjunto (Khraisat, 2002,2004; Binon, 1994,1996). A rugosidade da superfície dos componentes protéticos ocorre durante a sua fabricação e acabamento da sua superfície (Byrne, 1998). A maioria dos componentes do implante são usinados ou fundidos com precisão. Porém, novas técnicas de fabricação estão se tornando disponíveis como, por exemplo, a sinterização a laser. O controle da rugosidade das superfícies de acoplamento dos componentes de implantes antes da sua utilização poderia reduzir o afrouxamento do parafuso, assim como micro-lacunas entre implante-pilar (Weisset al, 2000).

O ajuste passivo de um pilar de prótese suportada por implante pode ser definido como o contato simultâneo, circunferencial, livre de estresse na interface implante-prótese antes da carga funcional (Abduo,2010; Watanabe, 2000). Este ajuste passivo é essencial na manutenção do equilíbrio mecânico e biológico e na diminuição da carga sobre o pilar, parafuso e osso de suporte (Adell, 1981; Jemt, 1991). Se um ajuste passivo não pode ser obtido entre a interface implante-pilar, isto pode levar a complicações protéticas tais como afrouxamento ou fratura do parafuso que mantêm a prótese sobre implante (Eckert, 1998; Haack, 1995; Sones, 1989; Jemt, 1990; Kallus, 1994). Um ensaio clínico realizado por Jemt e Book não encontrou uma correlação estatisticamente significativa entre o nível de osso marginal e o desajuste da prótese. Porém quando se considera o aspecto mecânico da prótese sobre implante, uma micro-lacuna de 6-10 microns pode levar ao afrouxamento do parafuso (Kallus, 1994; Jemt, 1996). Num outro estudo foi demonstrado que, quando as lacunas são minimizados, as chances de afrouxamento do parafuso também diminuem (Jörnégus, 1992; Patterson, 1992), mostrando assim a relação positiva entre o tamanho do lacuna e afrouxamento do parafuso. Além disso, estes pilares são em geral, colocadas com um torque mais baixo do que o fabricante recomenda devido ao elevado risco de fratura (Sailer et al., 2009).

Para permitir mais versatilidade na resolução de problemas de angulação e estéticos, padrões plásticos moldáveis (pilares UCLA) foram defendidos por Lewis. Isto permitiu que as próteses fossem confeccionadas diretamente na plataforma do implante, superando muitos dilemas estéticos (Lewis, 1988). Houve preocupação quanto ao fato de a utilização destes pilares individualizados em relação aos resultados obtidos com o uso de *abutments* de titânio usinados.

O último desafio da odontologia restauradora é substituir todos os tecidos perdidos (moles e duros), restaurar função e estética, imitando assim o dente saudável e seus tecidos ósseos e moles circundantes. No que diz respeito a esta última, a arquitetura, o contorno, a textura da superfície e a cor do tecido são determinantes na aparência final da restauração. O titânio tem sido o material de escolha para implantes dentários durante décadas por causa de sua longa duração e resposta favorável sobre carga funcional no sentido de ambos os tecidos duros e moles no meio bucal. No entanto, os pilares de titânio também têm desvantagens potenciais. A busca cada vez maior pela estética faz com que atualmente as próteses sobre implantes na região anterior sejam mais do que uma exigência biológica. Por vezes, os pilares de titânio convencionais, amplamente utilizados, mostram, de forma indesejável, a cor de metal através do tecido gengival fino, embora alguns trabalhos questionam esta afirmação. Desde a sua introdução no mercado odontológico, a zircônia (dióxido de zircônio poli-cristalino) tornou-se um foco de pesquisa a nível mundial, sendo amplamente utilizada para a produção de próteses parciais fixas (PPF) e pilares de implantes, devido ao seu bom efeito estético e aceitável desempenho biológico e mecânico. O sucesso mecânico e biomecânico de pilares de zircônia tem sido clinicamente relatado, mas com tamanhos de amostras e períodos de acompanhamento limitados (Canullo, 2007; Glauser et al., 2004; Hosseini et al., 2011; Zembic et al.;2013).

A zircônia é 5 a 9 vezes mais rígida do que o titânio e esta disparidade na dureza pode levar ao desgaste e danos do implante de titânio ligados a pilares

de zircônia. Dois relatórios de projetos de pesquisa demonstraram claramente o potencial para o desgaste do titânio quando acoplado a um pilar de zircônia (Klotz et al., 2011; Stimmelmayer et al., 2012). Além disso, a exposição à umidade durante um período de tempo prolongado, tratamentos de superfície e desgastes podem ter um efeito prejudicial sobre a zircônia. (Cales & Stestefani, 1994; Swab, 1991; Luthardt, 2002). Apesar das altas taxas de sucesso fazerem com que a zircônia seja cada vez utilizada na Implantologia, ainda existem falhas clínicas associadas ao seu uso. Assim, são necessários mais estudos a fim de diminuir a ocorrência destas falhas. Muitos tipos diferentes de pilares de zircônia estão disponíveis no mercado para diversos sistemas de implantes. No entanto, há poucos dados disponíveis sobre o tamanho da interface implante-pilar, que pode oferecer um nicho para as bactérias orais (Broggini et al., 2006, 2003; Callan et al., 2005; Coelho et al., 2008; Deconto et al., 2010; Harder et al., 2010; Jansen et al., 1997; Ricomini et al., 2010).

Apesar das diversas técnicas e materiais disponíveis para a fabricação de próteses sobre implantes, nenhuma combinação atualmente fornece resultados padronizados, diminuição do tempo de confecção, de baixo custo e um ajuste preciso (Yamamoto et al., 2010; Abduo et al., 2011, Karl et al., 2005). O uso de tecnologia CAD/CAM pode diminuir ou evitar esses problemas. Nos últimos anos esse sistema tem se tornado uma alternativa cada vez mais utilizada (Strub et al. 2006). Apesar de que este tem sido considerado uma técnica simples, rápida e com maior precisão, alguns estudos têm relatado uma maior incidência de desajuste nas estruturas fabricadas com CAD/CAM em comparação as estruturas fabricadas convencionalmente (Ortop et al., 2011; Zaghoul & Younis, 2013).

Para reduzir o tempo de trabalho e desgaste dos instrumentos de corte durante o processo de usinagem, muitos sistemas CAD/CAM usam blocos de Y-TZP parcialmente sinterizadas em vez de usar as totalmente sinterizadas (Riagrodski, 2004). Após a usinagem, a estrutura parcialmente sinterizada é então sujeita a um processo de sinterização final. Devido a este processo, as

superfícies usinadas podem apresentar micro-defeitos. Além disso, os ajustes e o acabamento da zircônia sinterizada pode introduzir uma tensão de superfície de compressão, o que irá aumentar a susceptibilidade ao envelhecimento (Chevalier et al., 2009; Denry et al., 2010). Pilares de uma peça e de duas peças de zircônia usinadas por CAD/CAM estão disponíveis hoje. Os pilares de uma peça são completamente fabricados em um processo de produção central pela tecnologia CAD/CAM, incluindo a ligação do pilar ao implante. Os pilares de duas peças (pilares híbridos) consistem numa base pré-fabricada de titânio sobre o qual é cimentado um coping personalizado usinado por sistema CAD/CAM (Gehrke et al., 2014). O uso de uma inserção de titânio secundária pode ter uma influência benéfica sobre a estabilidade de pilares de zircônia, assim como uma melhor adaptação. Funcionalmente, o pilar tem de proporcionar uma resistência suficiente para suportar e transmitir as forças para o implante e o osso de suporte. Esteticamente, ele deve ter os contornos anatomicamente corretos e replicar as propriedades ópticas de um dente natural, incluindo a área cervical correspondente à junção coroa-raiz.

## **1.2. OBJETIVOS**

O objetivo do presente estudo foi determinar a precisão marginal vertical de três combinações de pilares de zircônia usinados por sistemas CAD/CAM, instalados sobre implantes Hexagono Externo.

### **1.2.1. Objetivo Específico**

Avaliar a precisão marginal vertical de 2 pilared de zircónio fabricados pelo método CAD/CAM comparados ao controle (titânio).

Avaliar a precisão marginal vertical de um pilar hibrido fabricado pelo método CAD/CAM comparado ao controle (tiânio).



## 2. ARTIGOS

### 2.1. ARTIGO EM PORTUGUÊS

#### **Análise e Comparação da interface implante e pilares de titânio e zircônia.**

Elí Jair Rodríguez Ivich<sup>1</sup>

Antônio Carlos Cardoso<sup>2</sup>

1 - Mestrando em Implantodontia na Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Florianópolis, Santa Catarina. Brasil. ([jair.rodrivich@gmail.com](mailto:jair.rodrivich@gmail.com))

2 - Professor Titular na Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Florianópolis, Santa Catarina – Brasil.

#### **Título Resumido**

Comparação da interface de pilares de titânio e zircônia.

O artigo a seguir foi formatado de acordo com as Normas para elaboração de Artigos do periódico *Journal of Prosthetic Dentistry*.

## Resumo

O objetivo deste estudo foi determinar a precisão marginal de diferentes pilares de zircônia usinados por sistemas de CAD/CAM instalados sobre implantes Hexágono Externo. Foram utilizados doze implantes de hexágono externo (Easy Grip, Conexão Sistema de Prótese Ltda) de 10mm de comprimento e 4.0 mm de diâmetro e quatro tipos de pilares: Pilares de titânio pré-fabricados (Pilar Preparo AR 5mm de diâmetro, Hexágono Externo) (Grupo 1) (n=3); Pilares de zircônia (escaneados pelo scâner 3Series, Dental Wings e fresados na fresadora RCS-1, Röders GmbH, Alemanha) (Grupo 2) (n=3); Pilares de zircônia (escaneado pelo scâner 3Series, Dental Wings e fresados na fresadora CNC 240, Lava, Canada) (Grupo 3) (n=3); Pilares pré-fabricados de dois componentes (Ti-Base, CEREC, Sirona) (Grupo 4) (n=3), cujos torques foram realizados de acordo com as recomendações dos fabricantes (30N, 20N, 20N e 35N, respectivamente). As amostras foram apreendidas em um porta-amostra e segmentadas em seus longos eixos. A espessura da interface implante-pilar foi mensurada por microscopia óptica em 6 diferentes pontos na região da base da cabeça do implante. O resultado da ANOVA de 1 critério mostrou que os tamanhos da interface do grupo 1 (Ti) foram significativamente menores do que os observados nos pilares cerâmicos ( $P < 0,05$ ). Os valores da interface do grupo 1 (Ti) não foram significativamente diferentes aos valores do grupo 4 ( $P > 0,05$ ). No entanto, foi encontrada uma diferença significativa entre as interfaces dos pilares de titânio (Grupos 1 e 4) em comparação com os pilares de zircônia (Grupos 2 e 3). Dentro dos limites deste estudo, mostrou-se que os pilares de zircônia não podem ser usinados com o mesmo grau de precisão que os pilares metálicos sobre pilares HE. As consequências mecânicas e o risco de infiltração microbiana da interface implante-pilares de zircônia devem ser avaliados em futuras investigações clínicas.

**Palavras – Chave:** Prótese Dentária, Implanto-suportada

## INTRODUÇÃO

A patologia peri-implantar existe, e atualmente não é bem compreendida, apesar das altas taxas de sucesso para próteses sobre implantes (Adell et al., 1981, 1990; Albrektsson et al., 1986, 1993). A presença de uma interface entre o implante e o pilar tem sido investigada como um possível fator etiológico (Quirynen & Steenberghe, 1993). Micro-lacuna é definido como o micro espaço que existe entre o implante e o pilar (Esposito et al., 1998; Aloise et al., 2010) Esta interface, em geral, é de tamanho micrométrico e está localizado no nível da crista alveolar em implantes de conexão externa (Quirynen & Steenberghe, 1993). A micro-lacuna funciona como um nicho de bactérias que liberam produtos indutores de reação inflamatória nos tecidos moles e duros (Zambom, 1996; Berglundh et al., 1992; Orsini et al., 2000).

A infiltração bidirecional (da parte interna do implante ao meio externo e do meio externo para a parte interna do implante) foi relatada em vários sistemas de implantes com diferentes tipos de pilares (Jansen et al., 1997; Persson et al., 1996; Guindy et al., 1998; Dibart et al., 2005; Steinebrunner et al., 2005; Brogini et al., 2006; do Nascimento et al., 2008). Além disso, com base em vários estudos *in vitro* e *in vivo*, a infiltração tem um papel importante no crescimento bacteriano e patogênese peri-implantar (Brogini et al., 2006; Hermann et al., 2001). A infiltração diminui significativamente com um aumento do valor de torque do pilar em 10 a 20 Ncm acima do valor recomendado pelo fabricante (Harder et al., 2009). No entanto, é importante notar que o aperto seriado do parafuso do pilar resulta na diminuição progressiva do torque de remoção (Besimo et al., 1999; Weiss et al., 2000). Os pilares de zircônia (Zi) têm se tornado o pilar de escolha, especialmente com o aumento da demanda estética em pacientes com biotipo fino de tecido mole. Além disso, estes pilares são em geral, instalados com torque mais baixo do que o fabricante recomenda devido ao elevado risco de fratura do pilar (Sailer et al., 2009).

Hoje existe disponíveis pilares de zircônia usinados por CAD/CAM de uma ou duas peças. Os pilares de uma peça são completamente fabricados em um processo de produção central pela tecnologia CAD/CAM, incluindo a ligação do pilar ao implante. Os pilares de duas peças (pilares híbridos) consistem numa base pré-fabricada de titânio sobre o qual é cimentado um coping de zirconia ou dissilicato de lítio usinado (Gehrke et al., 2014). O uso de uma base de titânio como peça intermediária pode ter uma influência benéfica sobre a estabilidade de pilares de zircônia, assim como uma melhor adaptação. O objetivo deste estudo foi determinar a precisão marginal vertical de pilares de zircônia usinados por sistemas de CAD/CAM instalados sobre implantes de hexágono externo.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados neste estudo doze implantes de hexágono externo (Easy Grip, Conexão Sistema de Prótese Ltda) de 10 mm de comprimento e de 4.0 mm de diâmetro. Foram utilizados doze pilares específicos para este tipo de implantes: Grupo 1 = Grupo controle, pilar de titânio pré-fabricado (Conexão); Grupo 2 = pilar de zircônia de uma peça, escaneado no scanner 3Series (Dental Wings, Montreal, Canada) e usinado na fresadora RCS-1 (Röders GmbH, Soltau, Alemanha); Grupo 3 = pilar de zircônia de uma peça, escaneado no scanner 3Series (Dental Wings, Montreal, Canada) e usinado na fresadora CNC 240, (Lava, Canada) Grupo 4 = pilar pré-fabricado de dois componentes Ti-base (Sirona) de duas peças, escaneado e usinado no sistema Cerec (scâner Omnicam e fresadora MCXL).

Os pilares de zircônia foram escaneados tridimensionalmente sobre o análogo do implante na plataforma (porção do hexágono externo). Os pilares de zircônia foram elaborados de acordo com a contração da zircônia seguindo os procedimentos dos fabricantes. Os 12 pilares foram aleatoriamente parafusados aos 12 implantes selecionados.

Comprimentos iguais da pasta catalisadora e da pasta base do silicone de baixa viscosidade (Imprint II Garant, 3M ESPE, St.Paul, MN, EUA) foram dispensados com uma pistola de auto-mistura diretamente sobre a plataforma do implante. O pilar foi imediatamente assentado e parafusado ao implante. Os pilares foram fixados aos implantes através do aperto do parafuso de ligação usando um torquímetro. O torque de instalação do pilar foi de 20 N nos pilares de zircônia, de 30 N nos pilares de titânio pré-fabricados e de 35 N nos pilares de Ti-base, seguindo a recomendação dos respectivos fabricantes.

Decorrido o tempo de polimerização, o silicone que extravasou foi cortado com uma lâmina de bisturi (#15, Solidor, Suzhou Kyuan Med Ltd, China) (Figura 4). A cada 3 pilares, a lâmina de bisturi foi substituída por uma nova para evitar o rasgamento do silicone de adição.

O conjunto implante-pilar foi incluído em resina acrílica. Após a inclusão, cada conjunto foi identificado com números e letras do alfabeto (de "A" a "C"). As amostras foram presas em um porta-amostra e segmentadas no seu longo eixo numa máquina de corte de precisão (Isomet 4000, Buhler, Lake Bluff, Illinois, EUA) (3000 rpm e velocidade de avanço de 1,2 mm/s), sempre utilizando refrigeração com água.

As amostras foram lixadas a fim de reduzir as marcas deixadas na interface pelo corte. Utilizou-se lixas de carbetto de silício partindo de uma lixa mais grossa até uma lixa mais fina (granulometria 320, 400, 600 e 1200); como equipamento utilizou-se uma lixadeira automática (Arotec Aropol 2V, Arotec), cada lixa por 30 segundos, sob contante irrigação de água. A cada 3 conjuntos, a lixa foi substituída por uma nova para evitar falhas. O polimento não foi realizado para preservar ao máximo o silicone entre o implante e o pilar.

Precauções especiais foram tomadas para minimizar a angulação da amostra e produzir distorção na região da lacuna. Estas precauções incluíram aplicação de pressão uniforme sobre a área da amostra e posicionamento adequado da amostra (longo eixo do conjunto perpendicular à direção do disco) durante os procedimentos de corte. Uma lavagem completa foi realizada entre

cada etapa, os espécimes foram limpos em água e imersos em uma cuba ultrassônica com sabão líquido.

As amostras foram montadas paralelamente à mesa do microscópio de medição (Leica DM 4000, Wetzlar, Alemanha) para medir em duas áreas de ajuste a adaptação interna em 100 vezes de ampliação. Uma série de micrografias ópticas foi adquirida ao longo do comprimento da região da interface implante-pilar. As micrografias foram analisadas através de um software (LAS Image Analysis, Leica Microsystems, Buffalo Grove, IL Estados Unidos) e as medidas da interface implante-pilar foram feitas ao longo da região da interface. A adaptação da interface foi avaliada por cálculo da micro-lacuna entre os pilares e o implante de titânio. A espessura da interface foi mensurada por microscopia óptica em 6 diferentes locais para cada conjunto implante-pilar. O procedimento foi realizado em todas as amostras e a mesma aquisição e a análise de imagem realizada para cada secção ao longo da espessura das amostras.

## RESULTADOS

Em um aumento de 100x verificou-se a presença de uma interface entre o implante e pilar e comunicação entre as regiões internas e externas. O tamanho da interface implante-pilar foi facilmente medido através do software de análise de imagem. Não foi observada distorção das amostras e a angulação da amostra foi mínima.

Os resultados de ANOVA mostraram que os tamanhos da interface do grupo 1 (Ti) foram significativamente menores do que os observados nos pilares cerâmicos ( $P < 0,05$ ). Os valores da interface do grupo 1 (Ti) não foram significativamente diferentes aos valores do grupo 4 (Ti-base) ( $P > 0,05$ ). No entanto, foi encontrada uma diferença significativa entre as interfaces dos

pilares de titânio (grupo 1 e 4) em comparação com os pilares de zircônia (grupo 2 e 3).

## DISCUSSÃO

Com base no fenômeno de osseointegração, a terapia à base de implantes dentários é uma modalidade de tratamento estabelecida na prática odontológica (Branemark et al. 1977; Brogгинi et al. 2003) que oferece altas taxas de sucesso (Rimondini et al. 2001). Enquanto o estabelecimento da altura óssea pós-cirúrgica ao redor dos implantes é de alguma maneira previsível, sua manutenção é sujeito a ambos os aspectos mecânicos (McGlumphy et al. 1998; Jorneus et al. 1992; Patterson & Johns 1992) e microbiológicos (Adell 1986; Brogгинi 2003; Becker et al. 1991; Lang et al. 1993; Mombelli et al. 1995; Quirynen et al. 2000, 1996; Tonetti 2000) relacionados á interface implante-pilar (Bozkaya & Mufu 2003; Quirynen et al. 2002).

O estudo da magnitude da interface implante-pilar recebe atenção significativa na literatura (Dibart et al. 2005; Becker et al. 1991; Gatewood et al. 1993), diferentes metodologias têm sido utilizadas para tal investigação (Binon 1996, 1998; al-Turki et al. 2002; Khraisat et al. 2002,2004).

A análise do conjunto implante-pilar mostrou que existe uma interface em todas as amostras (Lee et al.1999; Piattelli et al. 2003; Lang et al. 1993). A presença desta interface na região de contato do implante ao pilar pode comprometer o sucesso do tratamento em curto e longo prazo devido à sobrecarga mecânica (Sanz et al. 1990; Becker et al. 1991; Behneke et al 2000; Mombelli & Lang 2000), afrouxamento do parafuso durante a função, e inflamação aguda ou crônica dos tecidos peri-implantares (Bickford 1981; Brogгинi et al. 2006; Jansen et al. 1997).

Os pilares de zircônia são usinados antes da sinterização, o que resulta em contração da cerâmica de cerca de 20% a 25% (Oh et al., 2010; Raidgroski, 2004). Assim, a fase de sinterização pode aumentar a interface. Embora a

zircônia tenha mostrado ter menor risco de colonização bacteriana em relação ao titânio, (Rimondini et al., 2002; Scarano et al., 2004) uma maior interface entre o implante e os pilares de zircônia pode aumentar a probabilidade de colonização bacteriana, quando comparado aos pilares metálicos.

A adaptação marginal dos pilares cerâmicos de uma peça foi diferente dos demais. O processo de escaneamento de pilares é diferente para cada marca de pilar, levando a tamanhos específicos de pilares. Assim, os presentes resultados podem ter sido consequência de percentagens diferentes de encolhimento e técnicas de digitalização e fresagem relacionadas à marca. Especificamente, o pilar usinado do sistema Rödgers mostrou uma melhor adaptação que o pilar usinado com sistema Lava.

A explicação para a existência de uma micro-lacuna na interface implante-pilar inclui usinagem imprecisa de peças de implante, torque excessivo durante a instalação do pilar levando a distorção, adaptação inadequada dos componentes, entre outros. Levando em consideração a adaptação cuidadosa e o torque aplicado aos implantes no presente estudo, a presença da interface implante-pilar foi provavelmente devido à usinagem imprecisa do hexágono interno do pilar de zircônia, além da influência da contração da zircônia durante a sinterização (Oh et al., 2010).

Pilares de zircônia de uma peça têm um desajuste marginal ao implante, podendo causar afrouxamento do parafuso. O aumento da micro-lacuna da interface marginal também pode favorecer a colonização bacteriana. As consequências mecânicas e o risco de infiltração microbiana devem ser avaliados em futuras investigações clínicas.

## CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, mostrou-se que os pilares de zircônia utilizados não foram usinados com o mesmo grau de precisão que os pilares metálicos sobre implantes HE. Os pilares de titânio e os pilares de



zircônia de duas peças (coping de zircônia cimentado sobre um componente de titânio secundário) exibiram melhores resultados, presença de uma micro-lacuna menor, o que pode prevenir problemas mecânicos e biológicos. Conclui-se que os pilares de zircônia usinados em sistemas CAD-CAM exigem melhor acabamento.

## AGRADECIMENTOS

Os materiais utilizados neste estudo foram fornecidos pela Conexão Sistema de Prótese Ltda, São Paulo, Brasil.

## REFERÊNCIAS

Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10:387–416.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long term follow up study of osseointegrated implants in treatment of totally edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5:347–359.

Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1:11–25.

Albrektsson T. On long-term maintenance of osseointegrated response. *Aust Prosthodont J* 1993; 7(Suppl):15–24.

Quirynen M, Van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1993; 4:158–161.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing failures of osseointegrated oral implants (I) Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998; 106:527–551.

Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A. Microbial leakage through the implantabutment interface of Morse taper implant in vitro. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21:328–335.

Zambon JJ. Periodontal diseases: microbial factors. *Ann Periodontol* 1996; 1:879–925.

Berglundh T, Lindhe J, Marinello C, Ericsson I, Liljenberg B. Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3:1–8.

Orsini G, Fanali S, Scarano A, Petrone G, di Silvestro S, Piattelli A. Tissue reaction, fluids and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:283–286.

Jansen VK, Conrads G, Ernst-Jurgen R. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12:527–540.

Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial

colonization on the internal surfaces of Branemark system implant components. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7:90–95.

Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. *J Oral Rehabil* 1998; 25:403–408.

Dibart S, Warbington M, Su FM, Skobe Z. In vitro evaluation of implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20:732–737.

Steinebrunner L, Wolfart S, Bobbman K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20:875–881.

Broggini N, Mc Manus LM, Hermann HS, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2006; 85:473–478.

do Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, Albuquerque RF Jr. Bacterial leakage along the implantabutment interface of premachined or cast components. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008; 37:177–180.

Broggini N, Mc Manus LM, Hermann HS, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2006; 85:473–478.

Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2001; 72:1372–1383.

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* 2009; 14:427–432.

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; 14:654–660.

Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000; 84:194–199.

Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac*

Implants 2009; 24:850–858.

Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;16 : 920-5.

Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3: 81–100.

Branemark PI, Hansson BO, Adell R et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977; 16: 1–132.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS et al. Persistent acute inflammation at the implant–abutment interface. *J Dent Res*. 2003; 82: 232–237.

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: 1652–1657.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998;42:71–89.

Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7: 353–359.

Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7: 26–33.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996; 9: 149–160.

Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent*. 1998;79: 430–432.

al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implantsupported prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002; 15: 38–42.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002; 88: 604–610.

Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent.* 2004;91:326–334.

Adell R, Lekholm U, Rockler B et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1986;15: 39–52.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS et al. Persistent acute inflammation at the implant–abutment interface. *J Dent Res.* 2003; 82: 232–237.

Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S. [Clinical and microbiological findings, that can cause failure of dental implants]. *Quintessenz.* 1991;42: 9–21.

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.* 1993;4: 2–11.

Mombelli A, Marxer M, Gaberthuel T, Grunder U, Lang NP. The microbiota of osseointegrated implants in patients with a history of periodontal disease. *J Clin Periodontol.* 1995;22: 124–130.

Quirynen M, Op Heij DG, Adriansens A, Opdebeeck HM, van Steenberghe D. Periodontal health of orthodontically extruded impacted teeth. A split-mouth, long-term clinical evaluation. *J Periodontol.* 2000;71: 1708–1714.

Quirynen M, Papaioannou W, van Steenberghe D. Intraoral transmission and the colonization of oral hard surfaces. *J Periodontol.* 1996; 67: 986–993.

Tonetti MS. Risk factors for osseodisintegration. *Periodontol* 2000. 1998;17: 55–62.

Bozkaya D, Muftu S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech.* 2003; 36:1649–1658.

Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13: 1–19.

Lee KH, Maiden MF, Tanner AC, Weber HP. Microbiota of successful

osseointegrated dental implants. *J Periodontol.* 1999;70: 131–138.

Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibaldi S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol.* 2003;74: 346–352.

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.* 1993;4: 2–11.

Bickford Jr J. *An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints.* New York: Marcel Decker; 1981:528–542.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS et al. Peri-implant inflammation defined by the implant–abutment interface. *J Dent Res.* 2006;85: 473–478.

Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant–abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12: 527–540.

Oh GJ, Yun KD, Lee KM, Lim HP, Park SW. Sintering behavior and mechanical properties of zirconia compacts fabricated by uniaxial press forming. *J Adv Prosthodont* 2010;2:81–87.

Raidgrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 531–544.

Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 793–798.

Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004; 75: 292–296.

## 2.2. ARTICLE IN ENGLISH

### **Analysis and comparison of the implant- titanium/zirconia abutment interfaces**

Eli Jair Rodriguez Ivich<sup>1</sup>

Antonio Cardoso<sup>2</sup>

1 – Masters Degree Student, Implant Dentistry, Federal University of Santa Catarina (UFSC), Florianópolis, Santa Catarina, Brazil.  
([jair.rodrivich@gmail.com](mailto:jair.rodrivich@gmail.com))

2 – Associate Professor at the Federal University of Santa Catarina (UFSC).  
Florianópolis, Santa Catarina - Brazil.

#### **Summary Title**

Comparison of titanium and zirconia abutment interfaces.

The following manuscript has been formatted in accordance with the Writing Guidelines of the periodical *Journal of Prosthetic Dentistry*.

## **Abstract**

The aim of this study was to determine the marginal accuracy of different zirconia CAD/CAM abutments installed on external hexagon implants. Twelve external hexagon implants (10 mm long and 4.0 mm in diameter) were used (Easy Grip, Conexão Sistema de Prótese Ltda., Arujá, SP, Brazil). Four types of abutments were used: prefabricated titanium abutments (Group 1); Group 2 - zirconia abutments: Dental Wings (20 N); Group 3 - zirconia abutments: Dental Wings (20 N); Group 4 - Ti-base abutments: CEREC (35 N), which torque were performed according to the manufacturer's recommendations (30N, 20N, 20N, and 35N, respectively). The samples were placed in a sample holder and longitudinally segmented. The thickness of the implant-abutment interface was measured by optical microscopy in 6 different points.

One-way ANOVA showed that the sizes of Group 1 interface (Ti) were significantly lower than those observed in zirconia abutments ( $P < 0.05$ ). The group 1 interface values (Ti) were not significantly different to the group 4 values ( $P > 0.05$ ). However, a significant difference was found between the interfaces of titanium abutments (groups 1 and 4) compared to zirconia abutments (group 2 and 3).

Within the limits of this study, it was shown that the zirconia abutments can not be machined with the same degree of precision as the metal abutments. The mechanical effects and the risk of microbial infiltration of zirconia implant-abutment interface should be evaluated in clinical research.

**Key-words: Dental Prosthesis, Implant-Supported**



## INTRODUCTION

The peri-implant disease exists and is currently not well understood, despite the high success rates for prosthetic implants (Adell et al, 1981, 1990; Albrektsson et al, 1986, 1993.). The presence of an interface between the implant and the abutment has been investigated as a possible etiological factor (Quirynen & Steenberghe, 1993). Microgap is defined as the micro space between the implant and the abutment (Esposito et al, 1998; Aloise et al., 2010) This interface is generally of micron size and is located at the level of the alveolar crest implants external connection (Quirynen & Steenberghe, 1993). The microgap acts as a niche that release a bacteria inducing inflammatory reaction product in soft and hard tissues (Zambom, 1996; Berglundh et al, 1992;. Orsini et al., 2000).

The bidirectional infiltration (the inner part of the implant to the external environment and the external environment to the internal part of implantation) has been reported in several systems of implants with different types of abutments (Jansen et al., 1997; Persson et al., 1996; Guindy et al, 1998;. Dibart et al., 2005; Steinebrunner et al., 2005; Brogгинi et al, 2006;. do Nascimento et al, 2008). In addition, based on various in vitro and in vivo studies infiltration plays an important role in bacterial growth and peri-implant pathogenesis (Broggini et al, 2006;. Hermann et al., 2001).

The infiltration decreases significantly with an increase of the abutment of the torque value of 10 to 20 Ncm upon the amount recommended by the manufacturer (Harder et al., 2009). However, it is important to note that the tightening of the abutment screw shows results in progressive decrease in the removal torque (Besimo et al., 1999; Weiss et al., 2000). The zirconia abutments (Zi) have become the mainstay of choice, especially with increased aesthetic demands in patients with thinsoft tissue biotype. Moreover, these posts are generally installed at a lower torque than the manufacturer recommends because of the high risk of fracture of the abutment (Sailer et al., 2009).

Today there is available zirconia abutments CAD/CAM machined of one or two pieces. The abutments of one piece are completely manufactured at a central production process by CAD/CAM technology, including the connection of the abutment to the implant. The two piece abutment (hybrid butments) consist of a prefabricated titanium base on which one is cemented machined coping by CAD/CAM (Gehrke et al., 2014). The use of a titanium base as intermediate piece may have a beneficial influence on the stability of zirconia abutments, as well as a better adaptation. The aim of this study was to determine the vertical marginal precision machined zirconia abutments by CAD/CAM system installed on external hexagon implants.

## MATERIALS AND METHODS

In this study were used twelve external hexagon Easy Grip implants (prosthesis System Connection Ltd.) 10mm long and 4.0 mm in diameter. Twelve specific abutments were used for this type of implants: Group 1 = Group positive control, prefabricated titanium abutment (connection); Group 2 = pillar zirconia piece, scanned in Dental Wings and machined in milling Röders; Group 3 = pillar zirconia piece, scanned in Dental Wings and machined in milling Lava; Group 4 = Ti-pillar base (Sirona) two-piece, scanned and machined in Cerec (Sirona).

Zirconia abutments were scanned three-dimensionally on the implant analogue on the platform (part of the external hexagon). The zirconia abutments are prepared in accordance with the shrinkage of the lining of zirconia materials following the procedures of the manufacturers. The 12 abutments were tightened to 12 implants randomly selected.

Equal lengths of the catalyst paste and the base of the light silicone paste Imprint II Garant (3M ESPE Dental Products 2510 Conway Avenue, St. Paul, MN) were dispensed on a glass plate and spatulate according to manufacturer's

guidance. Immediately, the mixed silicone was placed on the implant platform and the abutment is seated and screwed to the implant. The abutments were fixed to the implants by tightening the connecting screw using a torque wrench. The pillar installation torque was 20 N in zirconia abutments, 30 N on the pillars of prefabricated titanium and 35 N in the Ti-base pillars, following the manufacturer's recommendation.

After the curing time, the silicone leaked was cut with a scalpel blade number 15 (Solidor. Kyuan Suzhou Medical App. Co. Ltd China). The scalpel blade was replaced by a new one every 3 abutments to avoid tearing of the silicone addition (Figure 4).

The implant-abutment assembly was included in acrylic resin. After inclusion, each set was identified with numbers and letters of the alphabet (A to D). Samples were placed in a sample port and segmented into long axis in a precision cutting machine (Isomet 4000 Linear Precision Saw, Buhler). The used cutting speed was 3000 rpm and 1.2mm/s feed rate, always using cooling water.

The samples were sanded to reduce the marks left on the cutting interface. Sandpaper was used starting from a coarser to a finer sandpaper (grain size 320, 400, 600 and 1200); as equipment used an automatic sander (AROTEC AROPOL 2V, AROTEC). It took up to 30 seconds for each sanding particle size of sandpaper for sanding the specimens were under continual water irrigation. Every 3 sets the abrasive silicon carbide was replaced by a new one to avoid failure during grinding. The polishing was not carried out to preserve the most of silicone between the implant and the abutment.

Special precautions were taken to minimize the angle of the sample and produce distortion in the gap region. These precautions include: applying a uniform pressure over the area of the sample and proper positioning of the sample (long axis perpendicular to the assembly direction of the disk) during cutting procedures. A thorough washing was performed between each step, the

specimens were cleaned in water and immersed in an ultrasonic tank using liquid.

The final samples were mounted in parallel with the table measuring microscope (Leica DM 4000, Wetzlar, Alemanha) to measure in two areas of adjustment to internal adaptation at 100 times magnification. A series of optical micrographs were acquired throughout the length of the implant-abutment interface region. The micrographs were analyzed using software (LAS Image Analysis, Leica Microsystems, Buffalo Grove, IL Estados Unidos) and measures the implant-abutment interface have been made throughout the interface region. The adaptation of the interface was evaluated by calculating the microgaps between the abutments and the titanium implant. The thickness of the interface was gauged from 6 different locations for each implant-abutment assembly by light microscopy. The outermost point on the left image is designated as a point. The procedure was performed on all samples and the same image acquisition and analysis was performed for each section along the thickness of the samples.

## RESULTS

Note the implant sections obtained through the experimental method showed adequate exposure of the regions evaluated all sectional sets. General Observations 100 magnification showed the presence of an interface between the implant and abutment in all samples, and communication between the internal and external connection in some regions. Following micrograph, distances from the implant-abutment interfaces are easily measured by computer software. There was no sample distortion of evidence and the sample angle was minimal.

The results of the analysis of variance showed that interface sizes in Group 1 (Ti) were significantly lower than those observed in ceâmicos pillars (P

<0.05). The group interface 1 values (Ti) were not significantly different from the values of group 4 (Ti-base) ( $P > 0.05$ ). However, there was a significant difference between the interfaces of titanium pillars (groups 1 and 2) compared to the pillars zirconia (group 2 and 3).

## DISCUSSION

Based on osseointegration phenomenon ( Branemark et al 1969), the implant-based therapy is a treatment modality established in dental practice (Branemark et al 1977;.. Brogгинi et al 2003), offering high success rates of treatment result (Rimondini et al. 2001). While establishment of the post bone height - surgical around the implants is somewhat predictably, their maintenance is subject to both the mechanical aspects (McGlumphy et al 1998; Jorneus et al 1992; Patterson & Johns 1992.) and microbiological (Adell 1986 ; Broggini 2003; Becker et al 1991;. Lang et al. 1993; Mombelli et al 1995;. Quirynen et al 2000, 1996; Tonetti 2000) of the implant-abutment interface (Bozkaya & Mufu. 2003; Quirynen et al 2002).

The magnitude of the abutment-implant interface has received significant attention in the past (Dibart et al 2005; Becker et al 1991; Gatewood et al 1993), and different methods have been used for this investigation (Binon 1996, 1998; al- Turki et al 2002; Khraisat et al 2002.2004).

General observation of the implant-abutment sections showed that an interface exists for all implants. (Figure) (Lee et al.1999; Piattelli et al. 2003;. Lang et al 1993) The presence of the interface across the region where the implant and abutment should theoretically be in contact can compromise the success of the short long term implant therapy due to mechanical overload (Sanz et al 1990;. Becker et al 1991;. Behneke et al 2000; Mombelli & Lang 2000), screw loosening during the function, and acute or chronic inflammation

of the peri-implant tissues (Bickford 1981; Brogini et al 2006;. Jansen et al 1997).

One technique to accurately measure the size of the interface was developed to make it possible to determine whether there were differences in cuatro implant-abutment configurations between samples of the same system, and also between specific locations within each sample.

Zirconia abutments are machined before sintering, which results in ceramic shrinkage of about 20% to 25% (Oh et al, 2010;. Raidroski 2004)) Thus, the sintering step can increase the interface in the ceramic pillar . Although zirconia has been shown to have lower risk of bacterial colonization relative to titanium (Rimondini et al., 2002;. Scarano et al, 2004) increased interface of zirconia pillars can increase the probability of bacterial colonization compared to that observed with metal abutments settings.

Different marginal adaptation of ceramic pillars of a piece was found in this work. The scanned abutments process is different for each abutment brand, leading to specific sizes abutments. Thus, our results may have been a result of both different percentages of shrinkage and scanning techniques and milling related to the brand. Specifically machined abutments twith All Wings system showed better adaptation than those machined with 3Shape system.

The explanations by the implant-abutment interface presence includes inaccurate machining of implant parts, excessive torque during installation of the column leading to distortion, improper adjustment of the male-female hexagon, among others. Taking into account the careful adaptation and torque applied to implants in this study, the presence of the implant interface - column was probably due to imprecise machining of the internal hexagon pillar for this implant system. But also the percentage of zirconia shrinkage during sintering can lead to dimensions liferamente distocidas pillar (Oh et al., 2010).

## CONCLUSION

The technique described in this manuscript provides a broader scenario of the interface adaptation that exists between prosthetic abutments of various manufacturing external hex connection implants. It can result from many help to improve machining systems.

Within the limits of this study showed that the zirconia pillars can not be machined with the same degree of accuracy as metallic pillars. The control group configuration, which featured a titanium abutment attached to a titanium implant showed a smaller implant-abutment interface.

One-piece zirconia abutments misfit can cause loosening of the screw and increasing the size of the marginal interface subject to bacterial colonization. Therefore, the use of titanium or side abutment titanium component connected to a zirconia coping can provide a lower interface pruning prevent mechanical problems. It is concluded that abutments machined by many CAD-CAM systems requires further refinement. The mechanical effects of marginal implant-abutment interface and risk of microbial filtration should be evaluated in clinical investigations.

## ACKNOWLEDGMENTS

The materials used in this study were provided by Conexao Prosthesis System Ltda, Sao Paulo, Brazil.





## BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. **Dent Mater J** 2009;28: 373–381.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing failures of osseointegrated oral implants (I) Success criteria and epidemiology. **Eur J Oral Sci** 1998; 106:527–551.

Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A. Microbial leakage through the implantabutment interface of Morse taper implant in vitro. **Clin Oral Implants Res** 2010; 21:328–335.

Traversy MC, Birek P. Fluid and microbial leakage of implant abutment assembly in vitro. **J Dent Res** 1992;71:754.

McCarthy GR, Guckes AD. Preventing bacterial colonization associated with two types of implant abutments. **J Prosthet Dent** 1993;70: 479–480.

Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment implant interface of osseointegrated implants: A comparative study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1999;14:94–100.

Jansen VK, Conrads G, Ernst-Jurgen R. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1997; 12:527–540.

Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on the internal surfaces of Branemark system implant components. **Clin Oral Implants Res** 1996; 7:90–95.

Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. **J Oral Rehabil** 1998; 25:403–408.

Dibart S, Warbington M, Su FM, Skobe Z. In vitro evaluation of implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2005; 20:732–737.

Steinebrunner L, Wolfart S, Bobbman K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2005; 20:875–881.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Buser D, Cochran DL. Peri-implant inflammation defined by the implant abutment interface. **J Dent Res.** 2006;85:473–478.

do Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, Albuquerque RF Jr. Bacterial leakage along the implantabutment interface of premachined or cast components. **Int J Oral Maxillofac Surg** 2008; 37:177–180.

Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non submerged implants in the canine mandible. **J Periodontol** 2001; 72:1372–1383.

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** 2009; 14:427–432.

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; 14:654–660.

Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment- implant system. **J Prosthet Dent** 2000; 84: 194 – 9.

Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal antirotation configuration. **Dent Mater J.** 2008;27:29-34.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. **Dent Clin North Am.** 1998;42:71–89.

Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1992;7:353–359.

Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1992;7:26–33.

Bickford Jr J. An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints. New York: **Marcel Decker**; 1981:528–542.

Carlsson L Built-in strain and untoward forces are the inevitable companions of prosthetic misfit. **Nobelpharma News.** 1994;8:5.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int J Prosthodont.** 1996;9:149–160.

Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J Prosthet Dent.** 1998;79:430–432.

al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. **Int J Prosthodont.** 2002;15:38–42.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J Prosthet Dent.** 2002;88:604–610.

Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. **J Prosthet Dent.** 2004;91:326–334.

Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J Prosthet Dent.** 2003;89:346–351.

Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **J Prosthet Dent.** 2004;91:319–325.

Laney WR, Jemt T, Harris D et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994;9:49–54.

Henry PJ, Laney WR, Jemt T et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1996;11:450–455.

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;72:1652–1657.

Lie A, Jemt T. Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. **Clin Oral Implants Res.** 1994;5:30–36.

King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. **J Periodontol.** 2002;73:1111–1117.

Adell R, Lekholm U, Rockler B et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. **Int J Oral Maxillofac Surg.** 1986;15:39–52.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS et al. Persistent acute inflammation at the implant–abutment interface. *J Dent Res.* 2003;82:232–237.

Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw retained implant–abutment connections. **J Periodontol.** 2001;72:1146–1150.

Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant–abutment interface. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1997;12:527–540.

Sanz M, Newman MG, Nachnani S, Holt R, Stewart R, Flemmig T. Characterization of the subgingival microbial flora around endosteal sapphire dental implants in partially edentulous patients. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1990;5:247–253.

Lie A, Jemt T. Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. **Clin Oral Implants Res.** 1994;5:30–36.

Goossens IC, Herbst D. Evaluation of a new method to achieve optimal passivity of implant-supported superstructures. **Sadj.** 2003;58:279–285, 87.

Zervas PJ, Papazoglou E, Beck FM, Carr AB. Distortion of three-unit implant frameworks during casting, soldering, and simulated porcelain firings. **J Prosthodont.** 1999;8:171–179.

Soo S, Garriga-Majo D, Palmer RM, Curtis RV. The longitudinal accuracy of fit of titanium implant superstructures superplastically formed on investment models. **Dent Mater.** 2004;20:269–276.

May KB, Lang BR, Lang BE, Wang RF. Periotest method: implant-supported framework fit evaluation in vivo. **J Prosthet Dent.** 1998;79:648–657.

Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implantabutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. **J Prosthet Dent.** 2001;85:599–607.

Esposito M, Murray-Curtis L, Grusovin MG, Coulthard P, Worthington HV, “Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants,” **Cochrane Database of Systematic Reviews**, no. 4, Article ID CD003815,

2007.

Bahat O, "Branemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years," **International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, vol. 15, no. 5, pp. 646–653, 2000.

Karoussis IK, Brägger U, Salvi GE, Bürgin W, Lang NP, "Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI dental implant system," **Clinical Oral Implants Research**, vol. 15, no. 1, pp. 8–17, 2004.

Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D, "Biologic outcome of single-implant restorations as tooth replacements: a long-term follow-up study," **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, vol. 2, no. 4, pp. 209–218, 2000.

Bartlett D, "Implants for life? A critical review of implantsupported restorations," **Journal of Dentistry**, vol. 35, no. 10, pp. 768–772, 2007.

O'Mahony A, MacNeill SR, Cobb CM. Design features that may influence bacterial plaque retention: A retrospective analysis of failed implants. **Quintessence Int** 2000;31:249–256.

Puchades-Roman L, Palmer RM, Palmer PJ. A clinical, radiographic and microbiologic comparison of Astra Tech and Brånemark single tooth implants. **Clin Implant Dent Relat Res** 2000;2:78–84.

Ericsson I, Person LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reaction in peri-implant soft tissues. **J Clin Periodontol** 1995;22:255–261.

Brägger U, Hafeli U, Huber B, Hämmerle CH, Lang NP. Evaluation of postsurgical crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. **Clin Oral Implants Res** 1998;9:218–224.

Zitzmann NU, Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue reaction to plaque formation at implant abutments with different surfaces topography. An experimental study in dogs. **J Clin Periodontol** 2002;29:456–461.

Jansen VK, Conrads G, Richter E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1997;12:527–550.

Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NRFA. In vitro evaluation of the implant abutment connections sealing capability of different

implant systems. **J Oral Rehabil** 2008;35:917–924.

Quiryren M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. **Clin Oral Implants Res** 1993;4:158–161.

Quiryren M, Bollen CML, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system. An in vitro study. **Clin Oral Implants Res** 1994;5:239–244.

Persson LG, Lekholm U, Leonhardt Å, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Brånemark system implant components. **Clin Oral Implants Res** 1996;7:90–95.

Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. **J Oral Rehabil** 1998;25:403–408.

Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: A comparative study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1999;14:94–100.

Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cemented-retained versus screw-retained implant-abutment connections. **J Periodontol** 2001;72: 1146–1150.

Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AMA, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. **Clin Oral Implants Res** 2010;21:328–335.

Grunder U, Gracis S, Capelli M. Influence of the 3-D bone-to implant relationship on esthetics. **Int J Periodontics Restorative Dent** 2005; 25:113–119.

Small PN, Tarnow DP. Gingival recession around implants: A 1-year longitudinal prospective study. **Int J Maxillofac Implants** 2000;15: 527–532.

Eckert SE, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. **J Prosthet Dent**. 1998;79:415-421.

Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1995;10:529-535.

Sones AD. Complications with osseointegrated implants. **J Prosthet Dent**.

1989;62:581-585.

Jemt T, Lekholm U, Grondahl K. A 3-year follow up study of early single implant restorations ad modum Branemark. **Int J Periodont Restor Dent.** 1990;10:340-349.

Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994;9:169-178.

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1995;11 : 620-625.

Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2009; 24:850–858.

Lewis S, Beumer J 3d, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. **Int. J Oral Maxillofac Implants.** 1988;3:183-9

Canullo L. Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. **Int J Prosthodont** 2007;20:489–493.

Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. **Int J Prosthodont** 2004;17:285–290.

Hosseini M, Worsaae N, Schiodt M, Gotfredsen K. A 1-year randomised controlled trial comparing zirconia versus metal-ceramic implant supported single-tooth restorations. **Eur J Oral Implantol** 2011;4:347–361.

Zembic A, Bosch A, Jung RE, Hammerle CH, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. **Clin Oral Implants Res** 2013;24:384–390.

Klotz M, Taylor T, Goldberg J. Wear at the titanium-zirconia implantabutment interface: A pilot study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2011;26:970–975.

Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and titanium-zirconia implantabutment interface: A comparative in vitro study. **Dent Mater** 2012;12:1215–1220.

Cales B, Stefani Y: Mechanical properties and surface analysis of retrieved zirconia femoral hip joint heads after an implantation time of two to three years. **J Mater Sci** 1994;5:376-380

Swab JJ: Low temperature degradation of Y-TZP materials. **J Mater Sci** 1991;26:6706-6714

Luthardt RG, Holzhuter M, Sandkuhl O, et al: Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. **J Dent Res** 2002;81:487-491

Callan DP, Cobb CM, Williams KB. DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface: A preliminary study. **J Periodontol** 2005;76:115–120.

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;35:917–924.

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** 2010;19:158–166.

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** 2010;14:427–432.

Ricomini Filho AP, Fernandes FS, Straioto FG, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant- abutment connection systems. **Braz Dent J** 2010;21:123–129.

Yamamoto E, Marotti J, de Campos TT, Neto PT. Accuracy of four transfer impression techniques for dental implants: a scanning electron microscopic analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2010;25:115-24.

Abduo J, Bennani V, Lyons K, Waddell N, Swain M. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. **Clin Oral Implants Res** 2011;22:658-63.

Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three – unit ceramic veneered implant superstructures. **Implant Dent** 2005;14:157-65.

Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations—Current systems and future possibilities. **J Am Dent Assoc** 2006;137:1289-1296.



Ortop A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. **Dent Mater** 2011;27:356-63.

Zaghloul HH, Younis JF. Marginal fit of implant-supported all ceramic zirconia frameworks. **J Oral Implantol** 2013;39:417-24.

Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. **Dent Clin North Am** 2004;48:531-544.

Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, et al. The tetragonal monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. **J Am Ceram Soc.** 2009;92: 1901–1920.

Denry IL, Peacock JJ, Holloway JA. Effect of heat treatment after accelerated aging on phase transformation in 3Y-TZP. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater.** 2010;93:236–243.

Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. **Clin Implant Dent Relat Res** 2014;16:920-5.



## **APÊNDICE A – Metodologia Expandida**

### **Amostras**

Foram utilizados neste estudo doze implantes de hexágono externo Easy Grip (Conexão Sistema de Prótese Ltda) de 10mm de comprimento e de 4.0 mm de diâmetro. Foram utilizados doze pilares específicos para este tipo de implantes, divididos em quatro grupos, são eles:

- Grupo 1: Grupo Controle, pilar de titânio pré-fabricado (Conexão).
- Grupo 2: Pilar de zircônia de uma peça, escaneado pela Dental Wings e usinado em uma fresadora Rödgers.
- Grupo 3: Pilar de zircônia de uma peça, escaneado e usinado pela 3Shape.
- Grupo 4: Pilar Ti-baseado, pilar de zircônia de duas peças, escaneado e usinado em uma fresadora MCXL (Cerec, Sirona).

### **Fabricação dos Pilares**

Os pilares de zircônia foram escaneados sobre o análogo do implante na plataforma (porção do hexágono externo). Os pilares de zircônia foram elaborados de acordo com o encolhimento do forro de materiais de zircônia seguindo os procedimentos dos fabricantes.

### **Seleção das Amostras**

Os 12 pilares foram parafusados aos 12 implantes selecionados aleatoriamente.

- 12 Implantes Hexagono Externo;
- 3 Pilares Metálicos pré-fabricados (Ti);
- 3 Pilares de Zircônia (Röggers);
- 3 Pilares de Zircônia (Lava);
- 3 Pilares Metálicos (Ti Base, Sirona).

### **Obtenção da película de Silicone**

Comprimentos iguais da pasta catalisadora e da pasta base do silicone leve Imprint II Garant (3M ESPE, Dental Products 2510 Conway Av, St.Paul, MN) foram dispensados numa placa de vidro e espatulados conforme orientação do fabricante. Imediatamente, o silicone misturado foi colocado na plataforma do implante e o pilar foi assentado e parafusado ao implante.

Os pilares foram fixados aos implantes através do aperto do parafuso de ligação usando um torquímetro. O torque de instalação do pilar foi de 20 N nos pilares de zircônia, de 30 N nos pilares de titânio pré-fabricados e de 35 N nos pilares Ti-base, seguindo a recomendação do fabricante.

Decorrido o tempo de polimerização, o silicone que extravasou foi cortado com uma lâmina de bisturi número 15 (Solidor, Suzhou Kyuan Medical App. Co. Ltd China). A cada 3 pilares, a lâmina de bisturi foi substituída por uma nova para evitar o rasgamento do silicone de adição (Figura 4).

### **Inclusão da Amostra em Resina**

Com a finalidade de facilitar o corte das amostras, os doze conjuntos foram posicionados em um molde plástico e então preenchidos com resina acrílica, como mostra a figura 5. Após um período de fixação 12 h, as amostras foram removidas dos moldes. Após a inclusão, cada conjunto foi identificado com números e letras do alfabeto (de "A" a "C").

### **Corte e lixamento**

As amostras foram presas em um porta-amostra e segmentadas em longo eixo numa máquina de corte de precisão (Isomet 4000 Linear Precision Saw, Buhler). A velocidade de corte utilizada foi de 3000 rpm e a velocidade de avanço de 1,2 mm/s, sempre utilizando refrigeração com água.

As amostras foram lixadas a fim de reduzir as marcas deixadas na interface pelo corte, utilizando lixas de carbetto de silício (320, 400, 600 e 1200), em uma lixadeira automática (Arotec Aropol 2V, Arotec). Cada lixa foi

utilizada por 30 segundos, mantendo as amostras sob contante irrigação com água. A cada 3 conjuntos, a lixa foi substituída por uma nova. O polimento não foi realizado para preservar ao máximo o silicone entre o implante e o pilar.

Precauções especiais foram tomadas para minimizar a angulação da amostra e produzir distorção na região da interface, incluindo aplicação de pressão uniforme sobre a área da amostra e posicionamento adequado da amostra (longo eixo do conjunto perpendicular à direção do disco) durante os procedimentos de corte. Uma lavagem rigorosa foi realizada entre cada etapa, e os espécimes foram limpos em água e imersos em uma cuba ultrassônica com sabão líquido.

### **Avaliação da Adaptação**

As amostras foram montadas paralelamente à mesa do microscópio de medição (Leica DM 4000, Wetzlar, Alemanha) para medir em duas áreas de ajuste a adaptação interna em 100 vezes de ampliação. Uma série de micrografias ópticas foi adquirida ao longo do comprimento da região da interface implante-pilar. As micrografias foram analisadas com um software (LAS Image Analysis, Leica Microsystems, Buffalo Grove, IL Estados Unidos) e as medidas da interface implante-pilar foram feitas ao longo da região da interface.

A adaptação da interface foi avaliada por cálculo da micro-lacuna entre os pilares e o implante de titânio. A espessura da interface foi mensurada por microscopia óptica em 6 diferentes locais para cada conjunto implante-pilar. O ponto mais externo do lado esquerdo da imagem foi designado como ponto A. O procedimento foi realizado em todas as amostras e a mesma aquisição e a análise de imagem foi realizada para cada seção ao longo da espessura das amostras.

### **Análise dos Resultados**

Uma análise descritiva das observações foi realizada para todas as

amostras e para todos os grupos estudados, apresentados como média e desvio padrão para cada grupo. A comparação entre os grupos e a análise estatística dos dados obtidos das observações foram realizadas por meio da análise de variância (one-way ANOVA).

A análise das amostras utilizando o microscópio de medição foi bem sucedida. Houve adequada exposição das regiões avaliadas de todos os conjuntos seccionados. Em um aumento de 100X, verificou-se a presença de uma interface entre o implante e pilar e comunicação entre as regiões internas e externas. O tamanho da interface implante-pilar foi facilmente medido através de um software de computador. Não foi observada evidência de distorção da amostra e a angulação da amostra foi mínima.

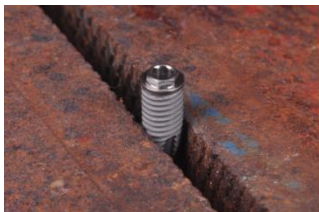
## APÊNDICE B – Figuras



**Figura 1 – Implante HE**



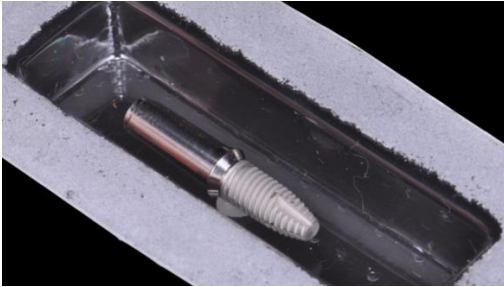
**Figura 2 – Pilares utilizados**



**Figura 3 – Fixação do implante para instalação do pilar protético.**



**Figura 4 – Obtenção da película de silicone**

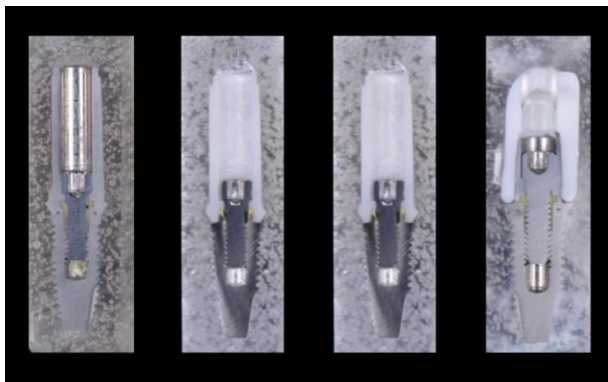


**Figura 5 – Inclusão da amostra em Resina**



**Figura 6 – Corte da amostra**





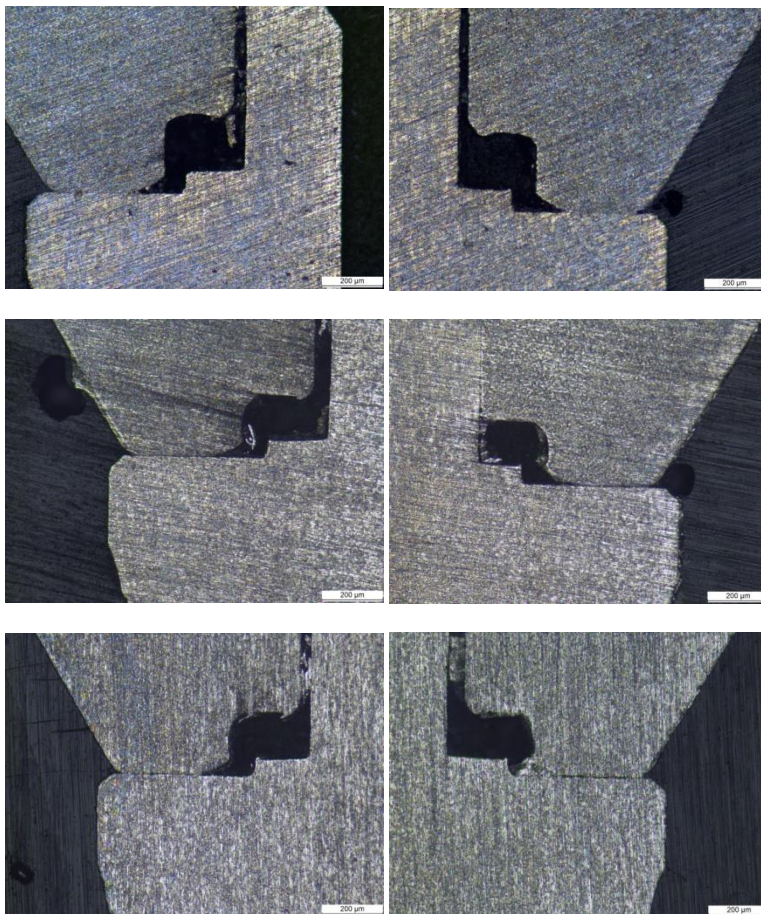
**Figura 7 – Amostras cortadas**



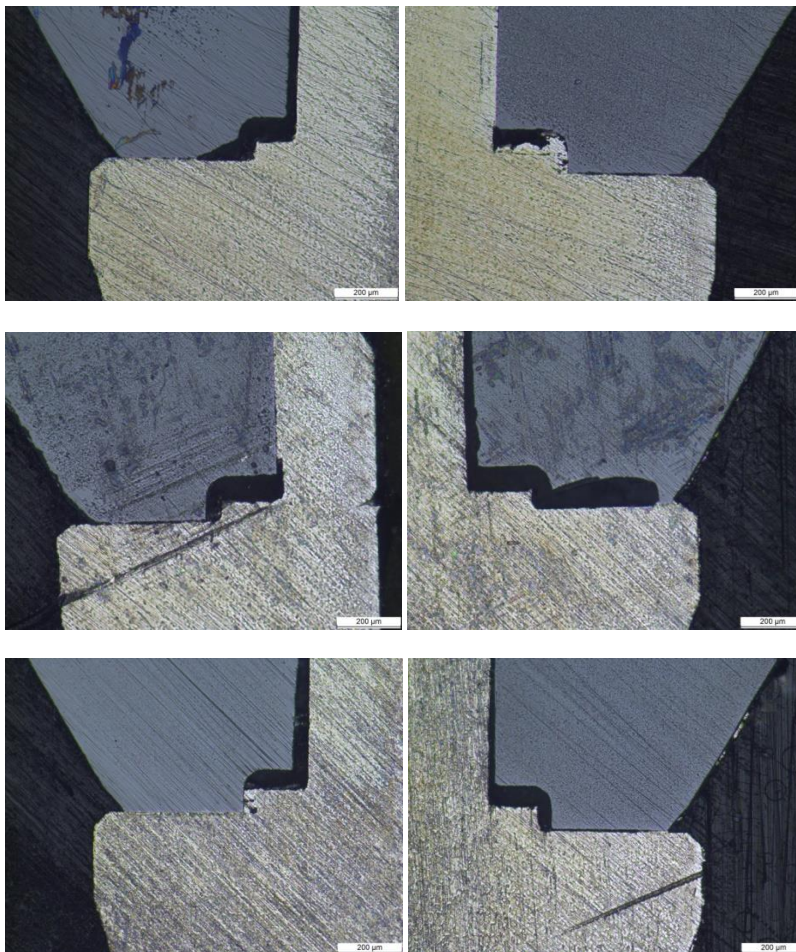
**Figura 8 – Análise das amostras em microscopia óptica**



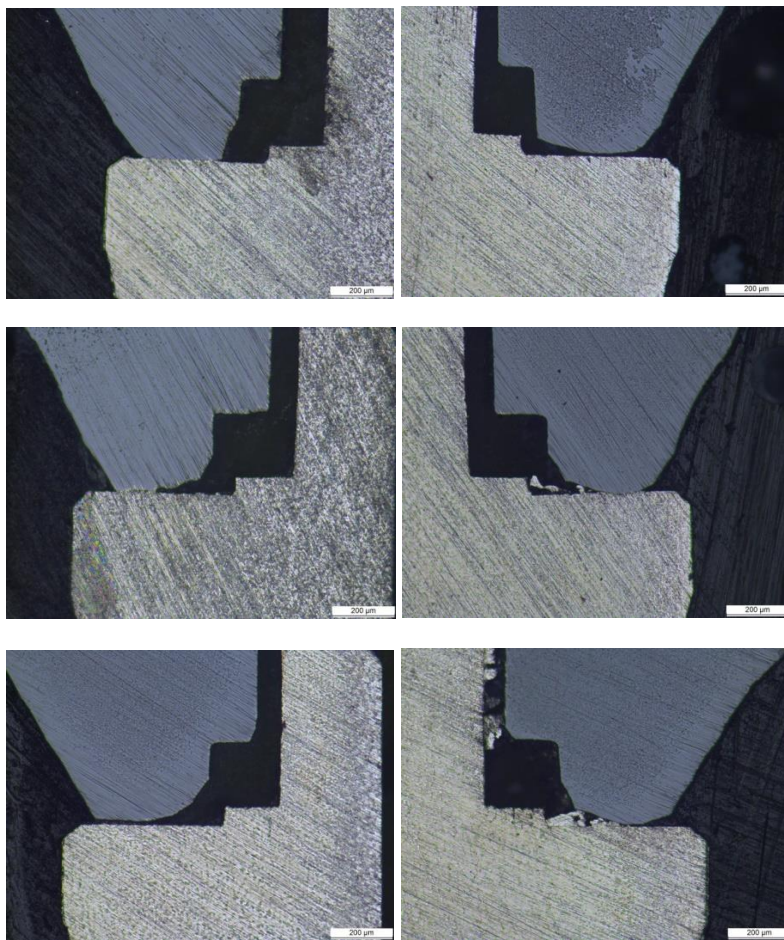
**Figura 9 – Avaliação da adaptação**



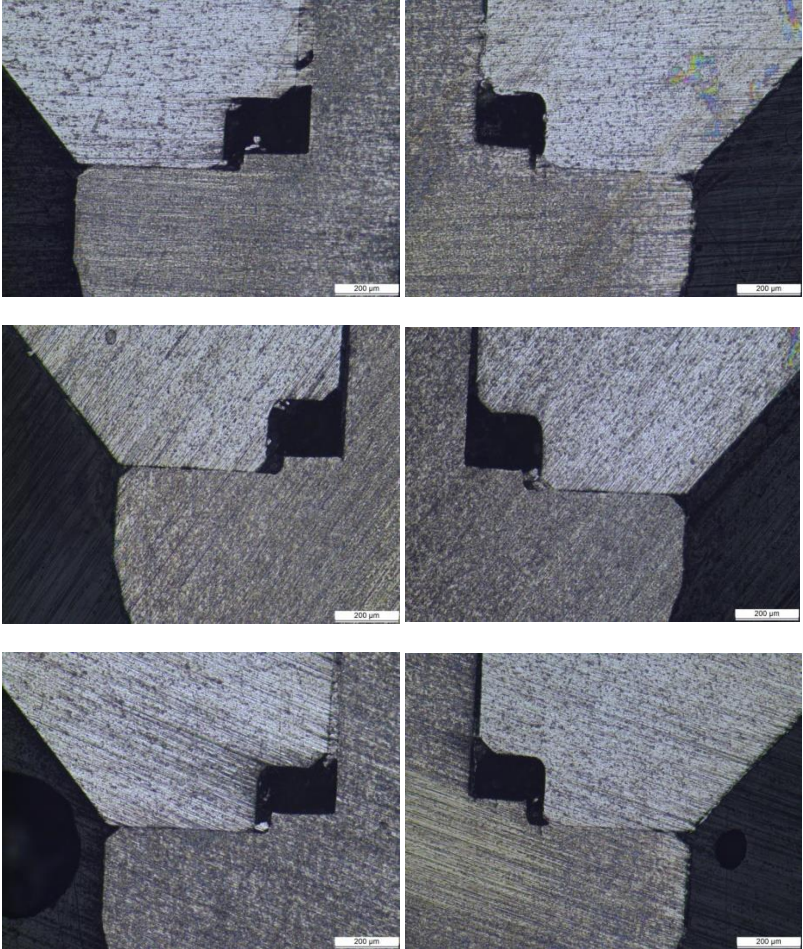
**Figura 10 – Imagem obtida no microscópio: GRUPO 1**



**Figura 11 – Imagem obtida no microscópio: GRUPO 2**



**Figura 12 – Imagem obtida no microscópio: GRUPO 3**



**Figura 13 – Imagem obtida no microscópio: GRUPO 4**