

TIAGO DE MORAIS ALVES DA CUNHA

**DESADAPTAÇÃO MARGINAL NA INTERFACE DE PILARES
CERÂMICOS PROCERA PARAFUSADOS A DIFERENTES
SISTEMAS DE IMPLANTES.**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Clínica Odontológica, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, como requisito para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Roberto Paulo Correia de Araújo

Salvador

2008

C972 Cunha, Tiago Morais Alves.

Desadaptação marginal na interface de pilares cerâmicos personalizados Procera parafusados a diferentes sistemas de implantes/ Tiago de Morais Alves Cunha.

Salvador, 2008.

93 f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Roberto Paulo Correia de Araújo.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal da Bahia. Faculdade de Odontologia, 2008.

I. Implante dentário. II. Planejamento de prótese dentária.
III. Prótese dentária fixada por implante. IV. Universidade Federal da Bahia. Faculdade de Odontologia. V. Araújo, Roberto Paulo Correia de. VI. Título.

CDU 616.314-089.843

Dedico este trabalho a minha esposa, Lúcia Jacobino Cunha, pelo amor, carinho, amizade e compreensão que tem me proporcionado nos nossos quatro anos de convivência, e a meus pais por entenderem que nem sempre se chega a um objetivo pelo caminho mais curto. Amo vocês!!!

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer ao Professor Dr. Roberto Paulo Correia de Araújo pela sabedoria, compreensão e educação com que conduziu nossos trabalhos. Ao senhor, todo o meu respeito e gratidão.

A meus colegas do Mestrado pelo convívio saudável e amizade durante os dois anos de curso. Espero sinceramente que perdurem para o resto de nossas vidas.

À equipe de Prótese do Curso de Odontologia da UNIME, representada por Paulo Rocha, Alan Araújo, Eduardo Oliva, Rosa Amoedo e Márcio Giampá, grupo do qual tenho orgulho de fazer parte, pela ajuda e amizade. A vocês minha eterna gratidão.

A meus queridos amigos desde a época de graduação, André Machado, Mauro Henrique e Márcio Lisboa, com os quais compartilhei alguns momentos de tristeza e incontáveis momentos de alegria. Nunca duvidei que os nossos sonhos e objetivos fossem se tornar realidade.

A meu sogro, Dr. Modesto Jacobino, pelo exemplo de profissional e, sobretudo, pelo carinho e afeto com que me recebeu em sua família desde o início.

A meus amigos e parceiros de consultório, Mauro Henrique, Roberta Pellegrino, Letícia Saraiva e Lúcio Safira. Sem trabalho de equipe, não se chega a lugar algum.

A meu pai, espelho de caráter e humanidade, minha eterna admiração. Obrigado pelos ensinamentos e por me ensinar o sentido da palavra FAMÍLIA.

A minha mãe, espelho de dedicação e amor, meu porto seguro. Em você encontro o sentido da palavra PERSEVERANÇA.

A minhas queridas irmãs Taís e Tatiana, por todo o carinho e companheirismo. Dou minha vida por vocês.

A minha esposa Lucinha, pois ninguém no mundo torce tanto por mim quanto você. Obrigado por me ensinar o sentido da palavra AMOR e por me fazer querer ser um homem melhor.

A minha sobrinha Taiana Maria, tão pequena e tão amada. Olhar pra você me faz querer prosperar, mas, ao mesmo tempo, me ensina que ser um bom profissional não é a coisa mais importante da vida.

Agradecimento especial aos professores Luciano Castellucci e Paulo Rocha, meus grandes mentores, por me ensinarem os primeiros passos em Prótese Dentária e por serem para mim um espelho de profissional, pelos quais tenho profunda admiração e respeito. O segredo do sucesso de vocês é que, juntos, suas qualidades se somam e seus defeitos se anulam. Gostaria de deixar registrados a minha gratidão eterna e o orgulho de ser não só um discípulo, mas também um amigo. Aonde quer que eu vá levarei o nome de vocês comigo!

RESUMO

Embora sejam fabricados pela Nobel Biocare, as vantagens mecânicas e estéticas dos pilares cerâmicos personalizados Procera têm levado à sua utilização em associação com outros sistemas de implantes compatíveis com o sistema Bränemark. Estudos chamam a atenção para o fato de que a associação de componentes de empresas diferentes das dos fabricantes dos implantes gera diferenças estatisticamente significativas na adaptação marginal, quando comparados a implantes parafusados a componentes de um mesmo fabricante.

Objetivo. Através deste estudo, buscou-se avaliar, através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), a desadaptação marginal na interface entre implante e pilar de pilares cerâmicos personalizados Procera, parafusados a diferentes sistemas de implantes compatíveis com o sistema Branemärk. **Métodos.** Aplicação de questionário a profissionais especialistas em prótese dentária com perguntas relativas ao planejamento das próteses sobre implantes e aos sistemas sobre os quais esses pilares costumam ser utilizados, a fim de se delinearem os grupos experimentais a serem estudados. Com base nas informações coletadas, foram selecionados doze pilares personalizados Procera em Zircônia e doze implantes de hexágono externo e plataforma regular, compatíveis com o sistema Bränemark, divididos em três grupos com quatro amostras cada: (1) SIN (ES), (2) Conexão (EC) e (3) Nobel Biocare (GCN). **Resultados.** As médias e desvios padrões determinados para cada grupo foram submetidos à ANOVA e, em seguida, ao Teste Tukey, para se determinar a significância das diferenças entre os grupos estudados. As médias de desadaptação marginal na interface entre implante e pilar para cada grupo foram: $9,53\mu\text{m} \pm 0,52$, $10,62\mu\text{m} \pm 2,16$ e $5,7\mu\text{m} \pm 0,39$, respectivamente para os grupos ES, EC e GCN. **Conclusão.** Os resultados obtidos evidenciaram uma diferença

significativa entre os grupos ($p=0,001$), com valor de desadaptação marginal menor para o grupo de controle (GCN), enquanto que, para os grupos ES e EC, embora tivessem sido constatados valores similares, eles diferiram estatisticamente dos do grupo de controle, indicando, portanto, maior desajuste.

Palavras-chave: implante dentário; planejamento de prótese dentária; prótese dentária fixada por implante.

ABSTRACT

Although the Procera abutment is manufactured by Nobel Biocare, it has been associated with others implant systems, due to mechanical and aesthetical advantages. Many studies claim attention on the fact that components interchangeability may implicate in poor adaptation on implant/abutment interface.

Objective: The present study intention was to evaluate by scanning electron microscopy (SEM) abutment/implant interface of Procera Zirconia custom abutment and different implant systems. **Methods:** Application of a questionnaire to Prosthodontics specialists, with questions related to implant-supported prosthesis planning and abutment selection in order to survey the experimental groups. Based on collected data, twelve Procera Zirconia abutment and twelve implants were paired and disposed in three groups of four samples each: **(1)** SIN (ES), **(2)** Conexão (EC) e **(3)** Nobel Biocare (GCN).

Results: Each group Means and standard deviation was submitted to statistical analysis (ANOVA and Tukey test) to determine groups differences. The mean misfit values for each group was $9,53\mu\text{m} \pm 0,52$, $10,62\mu\text{m} \pm 2,16$ e $5,7\mu\text{m} \pm 0,39$, respectively for groups ES, EC e GCN. **Conclusion:** The results showed significant differences between groups ($p=0,001$), with significantly higher misfit for groups ES and EC than the control group GCN.

Key-words: dental implants; prosthodontic planning; Implant-supported prosthesis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Seqüência de confecção do pilar Procera

Figura 2 – Corpos-de-prova após metalização, preparados para leitura em MEV.

Figura 3 – Microscópio eletrônico de varredura utilizado para mensurar as desadaptações marginais na interface implante pilar (LEO 1430VP).

Figura 4 – Boxplot da desadaptação marginal nos diferentes grupos de estudo.

Figura 5 – Fotomicrografia da região central de amostra do grupo GCN (Nobel).

Figura 6 – Fotomicrografia da região distal de amostra do grupo GCN (Nobel).

Figura 7 – Região mesial da mesma amostra da figura 4.

Figura 8 – Fotomicrografias de amostra do Grupo EC (Conexão), que demonstram considerável desadaptação na região central.

Figura 9 – Região mesial da mesma amostra descrita acima, que demonstra boa adaptação.

Figura 10 – Região distal da mesma amostra, com boa adaptação na extremidade, porém com áreas de contato após torque de 10Ncm.

Figura 11 – Falta de uniformidade no desajuste marginal das 3 regiões avaliadas em amostra do grupo EC.

Figura 12 – Fotomicrografia que revela irregularidades na borda do pilar e fratura na margem.

Figura 13 – Aumento de 408 vezes, que revela a presença de trincas (seta) e áreas onde o pilar ultrapassa o implante.

Figura 14 – Amostra do grupo ES (SIN), que revela ausência de uniformidade na adaptação marginal e presença de extensas áreas de contato.

Figura 15 – Amostra do grupo ES (SIN), com magnificação de 408 vezes, que demonstra grande desajuste na região central e extensas áreas de contato.

Figura 16 – Fotomicrografia de conjunto implante-pilar do grupo ES, que sugere defeito no eixo e no diâmetro do implante.

Figura 17 – Amostra do grupo ES (SIN) com magnificação de 672 vezes, que demonstra áreas de íntimo contato, sem evidências de desconfortos passíveis de mensuração.

Figura 18 – Boxplot da desconforto marginal nos diferentes grupos de estudo.

LISTA DE TABELAS

Tabela I – Número de profissionais respondentes pelo tempo de atuação (N= 91).

Tabela II – Sistemas mais utilizados em combinação com o pilar Procera (n=34).

Tabela III – Percentual dos profissionais que já enfrentaram complicações e a relação com o tempo de atuação na área de implantes.

Tabela IV – Complicações mecânicas mais frequentes.

Tabela V – Desconforto marginal na interface entre implante e pilar Procera para cada grupo (μm).

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Constituição dos grupos de estudo.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
2. REVISÃO DE LITERATURA	17
3. OBJETIVO	44
4. METODOLOGIA	46
4.1 – Elaboração e aplicação de questionário com especialistas em prótese dentária que atuam na área de implantes dentários – 1ª etapa	47
4.1.1 – Instrumento para a coleta de dados	47
4.1.2 – Amostragem	47
4.2 – Análise da desadaptação na interface entre implante e pilar, através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) – 2ª etapa.	48
4.2.1 – Constituição dos grupos de estudo	48
4.2.2 – Confecção dos corpos-de-prova	48
4.2.3 – Análise em microscopia eletrônica da desadaptação entre implante e pilar	49
4.3 – Análise estatística	51
5. RESULTADOS	52
5.1 – Sondagem através de instrumento de coleta de dados (questionário) com especialistas em prótese dentária que atuam na área de implantes dentários	53
5.2 – Análise da desadaptação na interface entre implante e pilar, através de microscopia eletrônica de varredura (MEV)	55
6. DISCUSSÃO	64
7. CONCLUSÃO	78
REFERÊNCIAS	80
ANEXOS	91
Anexo 1 – Questionário elaborado para entrevista com profissionais que atuam na área de implantes dentários.	92
Anexo 2 – Valores de desadaptação marginal nos diferentes grupos de estudo	93
Anexo 3 – Resultados da análise estatística – Teste de ANOVA	93

1.INTRODUÇÃO

Com o intuito de possibilitar a resolução das mais diversas situações clínicas, bem como a melhoria dos requisitos estéticos com a eliminação dos metais, surgiram, no mercado, os pilares cerâmicos personalizados Procera, construídos através da tecnologia CAD/CAM (Computer assisted designing / Computer assisted machining). Nesse processo, pilares plásticos são esculpidos em cera até a obtenção da forma desejada, sendo em seguida escaneados por aparelho específico do fabricante (Nobel Biocare, Gotenburgo, Suécia). As imagens são armazenadas e enviadas para um laboratório-matriz, onde blocos cerâmicos pré-fabricados são fresados, para reproduzir forma, angulação e perfil de emergência do pilar encerado. Os benefícios do uso de pilares cerâmicos são inquestionáveis, tendo em vista a excelente biocompatibilidade do material, as propriedades mecânicas adequadas, aliadas a uma melhor estética, em decorrência da eliminação da cinta metálica. Tais vantagens poderiam indicar sua aplicação universal como pilar de sistemas de implantes de hexágono externo (compatíveis com o sistema Branemärk), desde que uma adaptação aceitável possa existir entre o hexágono externo dos diversos sistemas de implantes e o hexágono interno desse pilar.

Alguns estudos têm sido publicados, com avaliação do grau de liberdade rotacional entre pilares Procera de diferentes materiais, sobre implantes do sistema Nobel Biocare. Entretanto, a literatura carece de publicações que avaliem o grau de desajuste marginal e a liberdade rotacional dos componentes personalizados cerâmicos, associados a implantes de diferentes marcas comerciais.

O sucesso das reabilitações implanto-suportadas depende da manutenção da barreira biológica que separa o meio interno do ambiente externo, o que previne a colonização bacteriana na crítica interface entre implante e tecido ósseo. A utilização de componentes pré-usinados (implante - pilar - cilindro de ouro), com íntima

adaptação, assegura uma consolidação de espaço biológico semelhante à existente na dentição natural, evitando, dessa forma, a presença de áreas que funcionariam como reservatórios de bactérias (QUIRYNEN; STEENBERGHE, 1993; QUIRYNEN e colaboradores, 1994).

A adaptação inadequada e a ausência de passividade do componente protético sobre o implante geram a formação de *gap*, constituindo-se em área de maior acúmulo de bactérias, o que, invariavelmente, leva à inflamação peri-implantar, podendo resultar na perda de estabilidade do implante (QUIRYNEN; STEENBERGHE, 1993; QUIRYNEN e colaboradores, 1994; COVANI e colaboradores, 2006). Uma outra importante conseqüência de desadaptação é o afrouxamento ou fratura do parafuso de retenção, bem como a possibilidade de fratura do pilar e até mesmo do implante (JEMT; LEKHOLM; GRÖNDAHL, 1990; JEMT; LINDÉN; LEKHOLM, 1992; BECKER; BECKER, 1995; SIMON 2003).

O contato íntimo entre pilar e implante é importante para reduzir o estresse no parafuso de retenção e garantir a máxima efetividade dos componentes, principalmente quando se trata de restaurações unitárias, em que a estabilidade dos parafusos é um dos principais responsáveis pelo sucesso a longo prazo, prevenindo, dessa forma, inflamação e formação de bolsas periodontais. Além disso, evita a transmissão de forças indesejáveis para o implante e o osso marginal, que resultaria em inflamação peri-implantar com maior perda óssea ao redor dos implantes (BYRNE e colaboradores, 1998; COSTA; HOÇOYA; BOTTINO, 2004).

As superfícies de conexão do implante e do pilar formam uma união parafusada. Além da adaptação marginal, a estabilidade dessa união é influenciada pela pré-carga estabelecida, quando o parafuso que une o implante ao pilar é apertado. Dessa forma, a longevidade das próteses está diretamente relacionada com a

quantidade de pré-carga gerada na aplicação do torque e a sua manutenção diante dos efeitos das cargas mastigatórias (PIERMATTI e colaboradores 2006). Entretanto, a pré-carga não é um fator isolado na manutenção dessa estabilidade (BICKFORD 1981). A adaptação entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar, conhecida como liberdade rotacional, também exerce papel importante na estabilidade de uma junção parafusada (JORNEUS e colaboradores 1992). Estudos de Binon sugerem que, para garantir uma união estável, os dois hexágonos contactantes não devem permitir uma liberdade de rotação maior do que 5 graus.

Tendo em vista a importância da adaptação marginal na interface entre implante e pilar, para o sucesso e longevidade das reabilitações implanto-suportadas, o objetivo do presente estudo foi avaliar, através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), o desajuste marginal de pilares cerâmicos personalizados Procera parafusados a diferentes sistemas de implantes.

A hipótese testada é a de que esses componentes podem apresentar níveis de desajuste questionáveis, quando associados a implantes de outras procedências, claramente não recomendados pelo fabricante.

2. REVISÃO DE LITERATURA

A descoberta da ósseointegração foi, sem dúvida, um marco na odontologia mundial, na medida em que permitiu a reposição de elementos dentários perdidos com segurança e previsibilidade.

No início, a técnica era utilizada com o intuito de reabilitar pacientes desdentados totais, conhecidos como inválidos orais, e consistia na introdução de seis implantes na região inter forâmen mental (1º estágio), submersos durante seis meses no tecido ósseo, após o que era realizada a cirurgia de reabertura e subsequente instalação dos pilares ou componentes transmucosos (2º estágio).

A escolha do posicionamento dos implantes era feita sob condições puramente cirúrgicas, preferindo-se áreas com maior quantidade de osso. Além disso, existia apenas um tipo de pilar, o *standard*, o que limitava as possibilidades de reabilitação e não raramente resultava em tratamentos insatisfatórios do ponto de vista funcional e, principalmente, estético.

Um criterioso planejamento, a seleção adequada dos componentes e o uso de ligas de boa qualidade são requisitos fundamentais para o bom funcionamento e a longevidade dos implantes. Os altos índices de sucesso relatados pela literatura em mais de quarenta anos de estudos, são alcançados desde que protocolos bem definidos sejam rigorosamente seguidos, tanto na etapa cirúrgica quanto na etapa protética.

Com a evolução da implantodontia e o reconhecimento da importância do atendimento aos princípios biomecânicos dos implantes, bem como pela necessidade de solucionar as mais variadas situações clínicas – fossem elas totais, parciais ou unitárias –, surgiu, no mercado, uma maior variedade de pilares

protéticos que possibilitam reabilitações não apenas capazes de devolver a função, mas, sobretudo, associadas com a obtenção de efeito estético.

Nesse contexto, podem-se destacar os pilares cônicos, os mini pilares cônicos, os pilares angulados, os mini pilares angulados, dentre outros. No entanto, apesar de serem disponibilizados com diferentes tamanhos de cinta, eles ainda necessitam de um cilindro sobre o qual é sobrefundida uma liga metálica e aplicada a cerâmica de recobrimento, que consiste na prótese final. Essa última, por sua vez, é parafusada sobre o pilar, o que pode se tornar antiestético, pela exposição de metal, em situações de implantes muito superficiais ou angulados.

Para suprir essas necessidades, surgiram, no mercado, os pilares UCLA, que têm esse nome por terem sido idealizados na Universidade de Los Angeles, na Califórnia. Esses pilares possibilitaram uma maior versatilidade nos sistemas de implante, pois são parafusados diretamente, não necessitando, portanto, de um cilindro protético, o que favorece a resolução de situações em que os implantes se apresentam com pouca profundidade. Além disso, auxiliam também na correção de angulações desfavoráveis, pela possibilidade de serem esculpidos em cera e fundidos para a obtenção da forma a que se deseja.

No entanto, devido ao fato de seu modelo inicial ser totalmente plástico, para posterior fundição na liga metálica desejada, logo vieram as publicações científicas que questionavam a sua adaptação marginal, já que, por serem fundidos em laboratório, esses pilares estariam sujeitos às imperfeições inerentes ao processo de fundição, bem como a variações, a depender dos diferentes laboratórios em que fossem produzidos.

A dificuldade em gerar previsibilidade na adaptação marginal tornava o seu uso questionável, tendo em vista todas as conseqüências danosas das desadaptações

na interface entre implante e pilar, como afrouxamento dos parafusos de retenção do pilar, fraturas de parafusos ou do pilar, infiltração bacteriana e conseqüente inflamação peri-implantar, maior perda óssea marginal e, em situações mais severas, a perda da osseointegração.

Não tardou a surgirem os pilares UCLA, com cinta metálica pré-usinada, que diminuía as imperfeições e tornavam possível o controle da adaptação marginal desses pilares. Porém outro problema surge, quando, no intuito de diminuir custos, ligas alternativas às ligas nobres são utilizadas na base desses pilares e na sua fundição. Alguns estudos *in vitro*, que simulam as condições orais e a função mastigatória, apontam para a possibilidade de corrosão por correntes galvânicas, devido ao contato de diferentes metais, Titânio e Ni-Cr ou Titânio e Cr-Co (TAHER; JABAB, 2003). Tal intercorrência seria motivo de extrema preocupação, na medida em que, por serem essas estruturas parafusadas diretamente à plataforma dos implantes, o produto dessas corrosões poderia gerar danos irreversíveis, como trincas ou até mesmo fraturas, resultando na necessidade de remoção dos implantes, mesmo que osseointegrados, o que se faria possível apenas com a remoção de grandes quantidades ósseas. Além disso, os subprodutos da corrosão também poderiam gerar irritações em tecidos peri-implantares, podendo ocasionar peri-implantite e perda da osseointegração. Assim, não se sabem ainda as reais conseqüências clínicas, em longo prazo, da utilização dessas ligas alternativas às ligas áureas.

Além dos problemas gerados pela possível corrosão, a utilização de ligas metálicas em reabilitações protéticas limita as possibilidades estéticas, pois impede a passagem de luz, e elas podem ainda transparecer sobre a gengiva marginal, nos casos de tecidos com pouca espessura. Além disso, as superfícies metálicas podem

provocar alergias e, devido a irregularidades, facilitar a agregação bacteriana. Tais desvantagens, aliadas ao apelo estético que vivem a odontologia atual e a sociedade de um modo geral, bem como à necessidade de se utilizar um material que apresente a resistência mecânica dos metais, mas que seja inerte aos tecidos vivos do organismo e não reaja com o titânio presente nos implantes, impulsionaram a criação de pilares cerâmicos.

As propriedades ópticas semelhantes à do esmalte dental, além da biocompatibilidade e da excelente estética, fazem das cerâmicas odontológicas um dos materiais restauradores mais utilizados na odontologia. Pode-se destacar ainda, como vantagem, a lisura obtida pelo processo de vitrificação, o que dificulta a agregação do biofilme bacteriano. Entretanto, em virtude da sua friabilidade e da relativamente baixa resistência flexural, sua aplicabilidade era bastante reduzida. A incorporação de cristais de Alumina ou Zircônia na matriz vítrea da cerâmica possibilitou a ampliação de sua utilização, tanto para infra-estruturas de coroas unitárias posteriores, quanto para próteses parciais e, mais recentemente, para pilares cerâmicos.

A primeira tentativa de introduzir a cerâmica nos pilares protéticos ocorreu com a criação do componente cerâmico (coifa), para prótese cimentada do pilar Cera-One (Nobel Biocare). Apesar de a prótese ser de cerâmica pura, o pilar ainda era de metal e ainda pouco versátil, o que limitava as possibilidades restauradoras na busca da estética. Logo surgiram os pilares cerâmicos preparáveis em Alumina ou Zircônia, o que, dessa vez, eliminava totalmente a incorporação de metais à etapa protética. O uso de cerâmica tanto nos pilares quanto nas coroas provê maior translucidez, quando comparado ao de pilares metálicos e coroas metalo-cerâmicas.

Além disso, evita a coloração acinzentada, que pode ser transmitida nos casos de gengiva marginal pouco espessa.

Em 1994, o primeiro pilar totalmente cerâmico (Cer-Adapt, Nobel Biocare) foi introduzido no mercado, composto de alumina (Al_2O_3). No entanto, problemas como a radiolucidez, que dificultava a análise da adaptação após assentamento, e a baixa resistência à fratura, indicavam que esses pilares eram mais sensíveis que os pilares compostos de titânio (VIGOLO e colaboradores, 2006). A incorporação de óxido de zircônia aos pilares possibilitou ampliação do uso, pelo aumento da resistência à fratura. Como exemplo, podemos citar o pilar ZiReal, feito de Zircônia estabilizada com 30% de Zircônia (ZrO_2) tetragonal e partículas menores que $3\mu m$, e Alumina (Al_2O_3) com partículas menores que $5\mu m$ e uma base de titânio que conecta esse pilar diretamente ao implante. Assim como o pilar Cer-Adapt, o ZiReal necessita de preparo em laboratório para reprodução da forma desejada. A zircônia apresenta boa capacidade para transmitir a luz, apresentando características similares às do esmalte dental, e a sua resistência à fratura está além de $900MPa$ (VIGOLO e colaboradores, 2005).

Butz e colaboradores (2005) compararam a resistência entre os pilares de titânio Cer-Adapt e o ZiReal. Foram utilizados 16 pilares para cada grupo. Após receberem uma coroa cimentada, foram submetidos a cargas que simulavam a função mastigatória, até que fraturassem. A análise dos resultados não apontou diferenças estatisticamente significativas entre o pilar ZiReal e o pilar de titânio estudado. No entanto, o Cer-Adapt apresentou resultados inferiores em comparação aos outros pilares.

Apesar das boas propriedades, esses pilares apresentam limitada possibilidade de personalização das diversas situações clínicas, por serem fabricados em inclinação

única, ou seja, retos, tal qual um munhão preparável. Além disso, exigem ferramentas específicas para o seu preparo e polimento adequados, estando sujeitos a variações pós-procedimentos laboratoriais que podem vir a comprometer a sua resistência e a adaptação sobre os implantes.

Com o intuito de possibilitar a resolução das mais diversas situações clínicas, bem como a melhoria dos requisitos estéticos, surgiram os pilares personalizados Procera (Nobel Biocare), construídos através da tecnologia CAD/CAM. O pilar Procera Titânio foi lançado em 1998 e, apesar da possibilidade de personalização e eliminação do processo de fundição, não apresentava os benefícios estéticos das cerâmicas odontológicas. Por esse motivo, em 2002 e 2003, foram introduzidos, respectivamente, o pilar Procera Alumina e o pilar Procera Zircônia. Em 2005, devido a suas melhores propriedades mecânicas, o pilar Alumina foi substituído pelo pilar Zircônia. No processo de confecção, pilares plásticos são esculpidos em cera, até a obtenção da forma desejada, sendo em seguida escaneados por aparelho específico do fabricante (Nobel Biocare, Gotenburgo, Suécia). As imagens são armazenadas e enviadas para um laboratório matriz, onde blocos cerâmicos pré-fabricados são fresados, reproduzindo-se a forma, a angulação e o perfil de emergência do pilar encerado. Os benefícios do uso de pilares cerâmicos são inquestionáveis, tendo em vista a excelente biocompatibilidade do material e as propriedades mecânicas adequadas, aliadas a uma melhor estética, em decorrência da eliminação da cinta metálica (KUCEY; FRASER, 2000).

Apesar das inúmeras vantagens, os pilares Procera são fabricados pela empresa Nobel Biocare e, segundo o fabricante, além dos seus implantes, são indicados para os das marcas: 3i (Implant Innovations) plataforma 3,75, Lifecore Biomedical, Restore 3,75, Zimmer Dental Taper-Lock 4,0 e Sterngold Implamed 3,75.

Estudos chamam a atenção para o fato de que a associação de componentes de empresas diferentes das dos fabricantes dos implantes gera diferenças estatisticamente significativas na adaptação marginal, quando comparada à associação de implantes parafusados a componentes de um mesmo fabricante (MEYER e colaboradores, 2003; SILVA e colaboradores, 2007).

As conseqüências de uma má adaptação têm sido discutidas na literatura e sua importância é inquestionável para a busca de sucesso e longevidade das próteses implanto-suportadas (ROMANOS e colaboradores, 2001; HERMANN e colaboradores, 2001; PIATTELLI e colaboradores, 2003; COELHO e colaboradores, 2007).

No entanto, quanto aos pilares cerâmicos Procera, poucos estudos têm sido realizados no sentido de avaliar sua adaptação a implantes de diferentes marcas compatíveis com o sistema Branemärk, apesar de esse sistema ser utilizado e considerado pelos usuários como universal.

DESADAPTAÇÃO NA INTERFACE ENTRE IMPLANTE E PILAR

Como qualquer procedimento restaurador, as reabilitações sobre implantes também estão sujeitas a falhas quando em função. Na maioria das vezes, tais intercorrências aparecem após a instalação das próteses. Tornam-se comuns, na rotina clínica dos cirurgiões-dentistas, complicações mecânicas, como o afrouxamento de parafusos do pilar e das próteses, as fraturas de parafusos ou dos implantes e as inflamações peri-implantares (LOURENÇO; MORANO; DARUGE, 2007).

O estabelecimento da distância biológica, que determina a dimensão mínima de mucosa peri-implantar, é de extrema importância para a manutenção de um selamento biológico em torno dos implantes, favorecendo proteção frente a agentes biológicos externos e mecânicos. Quando essas distâncias são invadidas por microrganismos, o epitélio responde com a migração tecidual, na tentativa de afastar-se do agente agressor e criar um novo limite que garanta a integridade periodontal. Tal resposta invariavelmente resulta em perda óssea, para que seja restabelecido o limite biológico (CARDAROPOLI; LEKHOLM; WENNSTRÖM, 2006).

Após o segundo estágio cirúrgico (reabertura e instalação do pilar), geralmente ocorre uma perda óssea de 1,5-2,0mm, relacionada com o microgap ou interface entre implante e pilar (TARNOW; CHO; WALLACE, 2000). Inúmeros estudos têm associado a presença e a localização do microgap com a perda óssea em torno dos implantes. Esses estudos concluem que o espaço gerado na interface entre implante e pilar invade as distâncias biológicas, iniciando uma resposta que determina a perda óssea peri-implantar, influenciada ainda pela proximidade do microgap com a crista óssea (ROMANOS e colaboradores; 2001; HERMANN e colaboradores, 2001; PIATTELLI e colaboradores, 2003). O grau de desadaptação (tamanho do microgap), micro movimentações na interface e alterações vasculares peri-implantares são fatores que podem contribuir para a influência da contaminação microbiana na perda óssea marginal em torno dos implantes. Alguns estudos sugerem a instalação de pilares de diâmetros menores que o da plataforma dos implantes, na tentativa de afastar o microgap e a infiltração bacteriana do osso marginal e, dessa forma, diminuir a perda óssea (NEBOT e colaboradores, 2006).

A evidência da presença de microrganismos na interface entre implante e pilar, após a reabertura de implantes e instalação do intermediário, indica a correlação entre o

desajuste marginal e a infiltração bacteriana, o que pode levar a uma maior perda óssea e influenciar nos resultados do tratamento ao longo do tempo (QUIRYNEN; STEENBERGHE, 1993; QUIRYNEN e colaboradores, 1994). A translocação de bactérias em direção ao microgap advém da dentição remanescente, logo após a segunda etapa cirúrgica, estabelecendo um ambiente susceptível de inflamação peri-implantar induzida por microrganismos (CALLAN; COBB; WILLIAMS, 2005).

A avaliação histológica e microbiológica de implantes retirados após perda da osseointegração demonstra a presença de flora bacteriana, células epiteliais e tecido fibroso ao redor da superfície dos implantes, sugerindo que a transmissão de microrganismos orais subsequente à instalação dos pilares aumenta o risco de inflamação e perda de osso de suporte (COVANI e colaboradores, 2006).

Mesmo nos níveis de microgap menores que 10 μ m, são encontradas evidências de presença bacteriana, demonstrando que a adaptação marginal dos componentes de implantes não previne a invasão de microrganismos (JANSEN e colaboradores, 1997).

A quantidade de torque aplicado no aperto do parafuso do pilar também pode influenciar no potencial de infiltração bacteriana. O emprego de torques abaixo do recomendado pelos fabricantes aumenta a penetração de microrganismos, conseqüentemente ensejando os efeitos adversos e riscos de falhas dos implantes (GROSS e colaboradores, 1999).

A adaptação marginal na interface entre implante e pilar é de extrema importância para o sucesso e longevidade das próteses sobre implantes, estando diretamente relacionada com diversas complicações clínicas (COELHO e colaboradores, 2007).

No entanto, a obtenção de uma infra-estrutura protética com adaptação inteiramente

passiva não é um objetivo simples de ser atingido, visto que todos os passos da confecção de uma prótese implanto-suportada são críticos (GOLL, 1991).

MARKARIAN e colaboradores (2007) avaliaram, através do método de fotoelasticidade, o estresse gerado em implantes parafusados a infra-estruturas com adaptação deficiente ($150\mu\text{m}$). Para o desenho do estudo, 3 implantes, dispostos a 8,5mm de distância um do outro, foram incluídos no modelo fotoelástico e submetidos a uma carga axial de 100N aplicada no implante central. Após análise dos resultados, os autores constataram que, nas infra-estruturas com pobre adaptação, maior estresse era gerado, se comparado com o de infra-estruturas com boa adaptação ($10\mu\text{m}$).

Outro estudo, que utilizou análise por elemento finito, comparou também o efeito do cantilever na distribuição de estresse em infra-estruturas desadaptadas. Dois modelos tridimensionais de elemento finito foram criados: o primeiro com uma prótese fixa suportada por dois implantes, e o segundo com uma prótese fixa suportada por dois implantes e um cantilever no implante mais distal. A variável incorporada ao estudo era a presença de um microgap de $111\mu\text{m}$ entre o cilindro de ouro e o pilar parafusado ao implante mesial ou distal. O efeito de uma carga aplicada de 100N foi testado em ambos os modelos. Além disso, cargas de 50N, 200N e 300N foram investigadas no modelo que continha o cantilever. Os resultados apontaram que, quando as cargas eram aplicadas na proximidade da desadaptação, maior estresse era gerado nos componentes e no osso de suporte. Segundo os autores, o efeito do desajuste foi evidenciado claramente através do padrão e da magnitude do estresse distribuído sobre a prótese, os componentes e o osso de suporte, sendo a presença de cantilever e a de forças oclusais extremas fatores de

potencialização dos efeitos da desadaptação (KUNAVISARUT e colaboradores, 2002).

O uso de componentes usinados, que permitam uma adaptação mais previsível, a utilização de capas de proteção no intermediário, para impedir acúmulo de resíduos, e a utilização de componentes novos nas fases laboratoriais (GOLL, 1991), além da utilização de componentes protéticos do mesmo fabricante dos implantes, são procedimentos que visam a reduzir erros, bem como a melhorar a adaptação das próteses (SORENSEN; AVERA; TOMAS, 1991).

MEYER e colaboradores (2003) compararam a adaptação de componentes e implantes de um mesmo sistema e o intercâmbio entre sistemas através de microscopia eletrônica de varredura. Foram testados implantes e pilares das marcas 3i, Nobel Biocare, Conexão e Neodent, e os resultados mostraram haver diferença estatisticamente significativa na adaptação entre implantes e pilares iguais, quando comparada ao intercâmbio dos componentes.

Em outro estudo, pilares multi-unit de três marcas comerciais foram avaliados quanto aos níveis de adaptação marginal, quando associados a implantes da Nobel Biocare. Para o desenho do estudo, foram utilizados 20 implantes MK3 plataforma regular (Nobel Biocare, Gotenburgo, Suécia), divididos em quatro grupos com cinco espécimes cada. Os grupos experimentais continham os pilares dos diferentes sistemas, enquanto o grupo controle era composto por pilares multi-unit da Nobel Biocare. Os resultados encontrados para o desajuste vertical foram: Grupo 1 (Neodent) 11,58 μm ; Grupo 2 (SIN) 15,41 μm ; Grupo 3 (Titanium Fix) 17,41 μm e Grupo Controle (Nobel Biocare) 9,58 μm . Segundo os autores, de acordo com parâmetros clínicos, todos os grupos tiveram bons níveis de adaptação aos implantes da Nobel Biocare, embora os Grupos 2 e 3 apresentassem diferenças

estatisticamente significantes em relação ao grupo controle (SILVA e colaboradores, 2007).

Sartori e Francischone (2000) realizaram uma análise comparativa da interface entre intermediário e cilindro protético que as empresas conseguem obter para seus componentes, o quanto elas conseguem se manter, ao passarem pelo procedimento laboratorial de sobrefundição com diferentes ligas, e avaliaram ainda a viabilidade da utilização de cilindros plásticos em substituição ao cilindro de ouro. Foram utilizadas: liga de ouro tipo IV, liga à base de prata e paládio e liga à base de níquel e cromo. A análise inicial revelou interfaces com média de 5,7 μ m (Nobel Biocare); 9,16 μ m (3i); 10,49 μ m (Conexão usinada em ouro); 17,82 μ m (Carbontec) em plástico e 19,38 μ m (Conexão em plástico). Após procedimentos laboratoriais, as medidas variaram de 5,8 μ m a 20,4 μ m, quando os cilindros de ouro foram trabalhados com as diversas ligas. Quando as matrizes plásticas receberam tratamento similar, as medidas obtidas foram 23,10 μ m a 141 μ m. Os autores concluíram que os procedimentos laboratoriais induzem modificações na interface estabelecida pelo processo de fabricação em menor ou maior magnitude, segundo o componente escolhido e a forma como ele é trabalhado. Os cilindros pré-fabricados em ouro têm melhor comportamento e são menos susceptíveis à variabilidade técnica. Quanto às ligas, a ordem de melhor comportamento foi: liga à base de ouro, prata e paládio, e níquel e cromo, para todos os componentes. Os cilindros plásticos não fornecem resultados equivalentes aos obtidos com cilindros de ouro.

Com o objetivo de avaliar microscopicamente o assentamento dos componentes protéticos Gold UCLA à plataforma do implante e UCLA de teflon, fundidos em liga de titânio e liga de níquel-cromo, Carvalho et al., em 2002, realizaram um estudo *in vitro*. Para tanto, utilizaram 10 componentes protéticos do tipo UCLA calcináveis,

distribuídos em dois grupos. O grupo T, de 5 UCLA fundidos em titânio comercialmente puro, e o outro, grupo N, de 5 UCLA fundidos em níquel-cromo-titânio-molibdênio. Para o grupo controle, foram utilizados 5 pilares Gold UCLA. Com o Microscópio Comparador Olimpos STM, 30x, obteve-se, para cada conjunto de implante e pilar, seis pontos de leitura. De acordo com os dados obtidos, os autores concluíram que o grupo fundido com liga de níquel-cromo-titânio-molibdênio mostrou-se com melhores resultados de assentamento ao implante do que o grupo fundido com titânio comercialmente puro, embora ambos fossem inferiores ao grupo de controle Gold UCLA.

Alguns autores acreditam não existir uma adaptação absolutamente passiva das próteses implanto-suportadas, já que todo apertamento de parafuso gera certa deformação da prótese, induzindo algum estresse ao sistema e, dessa forma, afetando a longevidade dos componentes (CARLSSON, 1994). Além disso, é consenso que algum grau de desajuste é inevitável em procedimentos associados à implantodontia (JEMT; BOOK, 1996).

Mesmo em desadaptações marginais menores do que $6\mu\text{m}$, algum nível de estresse é induzido, e ele vai aumentando à medida que aumenta o grau de desadaptação marginal (MILLINGTON; LEUNG, 1992; WASKEWICZ; OSTROWSKI; PARKS, 1994). O aperto dos parafusos, dentre os quais aqueles fabricados em ouro, produz altas forças compressivas, mesmo quando as próteses apresentam desajustes entre $10\mu\text{m}$ e $110\mu\text{m}$ e essas forças são desigualmente distribuídas entre os implantes. (ISA, HOBKIRK 1995)

Estudos que correlacionam o desajuste protético com perda óssea marginal em períodos acima de cinco anos apontam que, mesmo não apresentando uma adaptação completamente passiva, o grau de perda óssea marginal varia entre 0,2 e

0,5 milímetros, não sendo possível estabelecer uma relação estatisticamente significativa entre a perda óssea e os diferentes padrões de desadaptação das próteses. Dessa forma admite-se haver tolerância biológica a certos níveis de desadaptação. (JEMT; BOOK, 1996)

Outra complicação freqüentemente associada à desadaptação marginal é o afrouxamento de parafuso. Falhas na adaptação de componentes protéticos associados a cargas não axiais podem diminuir a pré-carga gerada no aperto do parafuso de retenção, levando ao afrouxamento.

Pré-carga é a tensão induzida em um parafuso quando um torque é aplicado. Ela assegura a íntima relação entre as roscas do parafuso e a superfície interna de roscas dos implantes, mantendo a cabeça do parafuso unida à sua base de assentamento (MARTIN e colaboradores, 2001). No momento da aplicação do torque, o parafuso se alonga, colocando a haste e as roscas sob tensão. A memória elástica do parafuso cria a força de abraçamento que pressiona a prótese e o implante juntos.

Burguete e colaboradores (1994) descreveram o processo de folga dos parafusos de retenção em dois estágios. Em um primeiro momento, forças externas axiais e não axiais, fruto da função mastigatória, aplicadas sobre a união entre parafuso, implante e pilar (união parafusada), provocam um ligeiro deslize entre as roscas contactantes (parafuso e roscas internas dos implantes), liberando parte do estiramento do parafuso, o que resulta em perda de parte da pré-carga. Num segundo estágio, a pré-carga, já está em um valor crítico, devido à freqüência e à intensidade das forças que incidem sobre os implantes, as quais, ao persistirem, promovem o giro do parafuso. Ao atingir esse ponto, a união parafusada não exerce com eficácia a função de manter os componentes unidos, resultando no afrouxamento.

McGlumphy, Mendel e Holloway (1998) sugerem algumas soluções práticas para minimizar tal complicação clínica. Segundo esses autores, existem dois fatores envolvidos na conservação do parafuso apertado: aumento da força de travamento e diminuição das forças de separação. Os incidentes de afrouxamento de parafuso aumentam se a infra-estrutura não indica haver adaptação passiva. Esses autores concluem que, uma vez forçada a infra-estrutura a se adaptar a essa condição, isso implica o surgimento de forças de separação da união do sistema implante-pilar, numa tentativa de retorno à posição original. Todas as infra-estruturas não passivas devem ser seccionadas e soldadas, para se garantir uma adaptação passiva.

Kallus, Bessing (1994) avaliaram a ocorrência de afrouxamento de parafusos em ouro após cinco anos de instalação da prótese. Esses pesquisadores se referem à possibilidade da existência de uma correlação clinicamente significativa entre a desadaptação protética e o afrouxamento dos parafusos, embora os resultados encontrados não tenham sido totalmente conclusivos, visto que próteses bem adaptadas podem apresentar parafusos soltos, enquanto aquelas com pobre adaptação podem apresentar parafusos bem apertados. Esses achados clínicos e radiográficos, segundo os autores, não sustentam a hipótese de que próteses com pobre adaptação poderiam apresentar, ao longo do tempo, um risco à ósseointegração e sugerem a realização de exames periódicos, a cada cinco anos, para o reaperto dos parafusos como rotina, no sentido de se evitarem complicações, entre elas, a fratura das conexões.

O baixo custo e a versatilidade determinaram a popularização dos pilares tipo UCLA no meio odontológico. No entanto, o fato de envolver etapas laboratoriais sensíveis, pode gerar nesses componentes distorções consideráveis, que comprometem a adaptação. Segundo estudo de Simamoto Júnior e colaboradores (2005), o uso de

retificadores após a fundição de pilares plásticos demonstrara uma melhora na adaptação marginal entre pilar e implante. No entanto em algumas situações, mesmo após a retificação, os níveis de desadaptação ainda eram maiores que 10µm, o que, de acordo com os autores, restringe sua indicação, embora não exista consenso na literatura em relação aos níveis aceitáveis de desajuste.

A utilização de componentes calcináveis, fundidos em laboratório, apresentam níveis de desadaptação maiores se comparados aos componentes com cinta metálica pré-usinada ou pilares preparáveis (COSTA; HOÇOYA; BOTTINO, 2004). Além disso, a adaptação dos parafusos de retenção aos respectivos pilares também se torna prejudicada, o que pode diminuir a pré-carga gerada no aperto, aumentando as chances de complicações como o afrouxamento precoce (BYRNE e colaboradores, 1998). Os procedimentos clínicos e laboratoriais usados na fabricação de próteses implanto-suportadas podem contribuir para a alteração no posicionamento do pilar em relação à plataforma do implante. Entretanto, as dimensões do hexágono interno de pilares UCLA pré-usinados em ouro não apresentaram alterações significativas, mesmo após a sobre-fundição em uma liga áurea e a aplicação da cerâmica de recobrimento, mantendo-se, dessa forma, os níveis de adaptação ao passar por procedimentos laboratoriais de rotina (VIGOLO e colaboradores, 2000).

Os princípios de engenharia mecânica mostram a importância da pré-carga inicial para a manutenção da estabilidade de componentes parafusados. Quando um parafuso é apertado ao máximo, uma pré-carga I_{he} é aplicada, induzindo uma força compressiva nos componentes que estão sendo unidos. Com a aplicação de uma força externa, parte dessa força compressiva que mantém os componentes unidos é perdida, o que aumenta a força de tensão no parafuso. Portanto, a quantidade de pré-carga presente nas roscas de um parafuso de retenção depende do torque

aplicado, da presença e do tipo de lubrificante, das propriedades físicas dos diferentes materiais em contato e do assentamento do parafuso após o torque inicial (BURGUETE e colaboradores, 1994).

A aplicação de torque adequado nos parafusos de fixação da coroa e do intermediário propicia um elevado índice de resistência desses componentes à fadiga (PATTERSON; JOHNS, 1992). Dessa forma, a pré-carga gerada deve exceder as forças oclusais que tendem a separar a junção implante-pilar, para que haja estabilidade.

Torques inferiores ao recomendado pelo fabricante aumentam a micro movimentação na interface entre implante e pilar, culminando com o afrouxamento, além de ser um fator associado à perda óssea marginal, principalmente nos primeiros três meses de instalação do pilar (HERMANN e colaboradores, 2001; KING e colaboradores, 2002), o que pode ser agravado, quanto mais próxima à crista óssea se apresenta a interface (BROGGINI e colaboradores, 2006).

A aplicação de torques acima do recomendado mostra bons resultados laboratoriais, reduzindo a micro-movimentação na interface, embora mais estudos sejam necessários no intuito de evidenciar possíveis conseqüências biológicas, sobretudo quanto ao estresse transferido ao osso (GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001).

Irregularidades no contato entre a superfície externa do implante e a superfície interna do pilar são consideradas responsáveis pela diminuição da pré-carga, pelo fato de uma parte do torque necessário para o apertamento do parafuso ser direcionada para aplainar as superfícies contactantes (ALKAN; SERTGÖZ; EKICI, 2004). Dessa forma, o valor do destorque realizado imediatamente depois do apertamento é sempre menor que o torque inicial de apertamento. Comparando a

perda do torque inicial aplicado (destorque) entre pilares pré-usinados e pilares calcináveis, com e sem cinta metálica, encontrou-se uma variação de 81,4% a 92,3% em relação ao remanescente de torque inicialmente aplicado, sendo os componentes pré-usinados os que retiveram uma quantidade significativamente maior (KANO e colaboradores, 2006).

Estudos *in vitro* sugerem que o microgap entre o pilar e o componente protético pode diminuir após sofrer cargas cíclicas, devido à eliminação dessas irregularidades. Assim, uma vez que tais desgastes ocorram e as próteses sejam parafusadas em níveis ideais ou tenham seus pilares substituídos, isso poderia resultar em efeito favorável, evitando-se futuros afrouxamentos ou quebras de componentes (HECKER; ECKERT, 2003; HECKER; ECKERT; CHOI, 2006).

Existem outros mecanismos que causam o afrouxamento e a perda da pré-carga. Um deles é o relaxamento do encaixe entre as roscas contactantes. Os parafusos de retenção apresentam rugosidades de superfície, fruto do processo de usinagem para fabricação dos componentes. Quando o torque é aplicado uma parte da energia é dissipada para aplainar, regularizando, portanto, essas superfícies de contato e reduzindo, em consequência, a elasticidade do parafuso. Assim, o relaxamento do encaixe entre as superfícies das roscas do parafuso e aquelas inerentes ao implante resulta da falta de uniformidade do contato entre ambas. Logo, cerca de 10% da pré-carga inicial pode ser perdida devido ao relaxamento (YOUSEF e colaboradores, 2005; PIERMARTTI e colaboradores, 2006).

Um segundo mecanismo para a redução da pré-carga resulta da fricção entre as roscas ou da distorção do material com o qual é confeccionado o parafuso. Assim, a fricção entre as roscas é maior no primeiro apertamento e afrouxamento de um parafuso, reduzindo-se a intensidade de torque, que é transformada em pré-carga.

Depois de repetidos ciclos de afrouxamento e reaperto, a fricção diminui à medida que as superfícies contactantes se tornam mais lisas. Como resultado, a pré-carga inicialmente aumenta e é, em seguida, nivelada (WEISS; KOZAK; GROSS, 2000).

TZENAKIS e colaboradores (2002) submeteram parafusos em ouro à análise em microscopia eletrônica de varredura, comparando-os antes e depois da aplicação do torque recomendado. Foi constatado que, mesmo nos parafusos novos, havia irregularidades que poderiam estar associadas com o fenômeno de perda de pré-carga inicial decorrente da fricção. Nesse mesmo estudo, verificou-se que, após 10 repetidos episódios de aperto e reaperto, a pré-carga gerada aumentou em 16,3%. Os autores concluem sugerindo o uso do parafuso em ouro definitivo, nas etapas de prova das próteses, o que pode ser útil na obtenção de uma pré-carga ideal no aperto final do parafuso, na consulta de instalação, reduzindo-se, dessa forma, as chances de falhas precoces por afrouxamento.

Na tentativa de diminuir os efeitos da fricção na perda da pré-carga gerada em um determinado torque, lubrificantes foram desenvolvidos, podendo-se citar como exemplos o Gold-Tite (3i Implant Innovations, Inc, West Palm Beach, Flórida) e o TorqTite (Nobel Biocare UK, Ltd., County Wicklow, Irlanda). Byrne e colaboradores (2006) estudaram o efeito de apertamentos e afrouxamentos repetidos dos parafusos de retenção, simulando as diversas etapas clínicas necessárias para confecção de uma prótese sobre implantes, quando é necessário observar, no paciente, a adaptação do pilar após sobre-fundição e após aplicação da cerâmica. Foram testados três tipos de parafusos, em titânio, em ouro e em ouro lubrificado com o Gold-Tite (3i Implant Innovations, Inc, West Palm Beach, Flórida). Os maiores níveis de pré-carga desenvolvidos no apertamento dos parafusos foram obtidos com os parafusos em ouro com superfície lubrificada Gold-Tite. Porém a pré-carga

originada diminuiu progressivamente, em todos os tipos de parafusos, à medida que os pilares eram desparafusados e reparafusados.

A resistência do material utilizado na fabricação e o desenho do parafuso também exercem influência significativa na manutenção da pré-carga, independentemente do tipo de conexão, se interna ou externa (PIERMARTTI e colaboradores, 2006). Geralmente, o fabricante recomenda o aperto de 75% a 80% da resistência de tensão, como medida para prevenir a deformação permanente. Portanto, quanto mais forte o parafuso, maior a pré-carga alcançada (MARTIN e colaboradores, 2001).

Dessa maneira, existem diferenças significativas entre os parafusos das diversas marcas comerciais de sistemas de implantes dentários. Estudo de Khraisat e colaboradores (2004) demonstrou que, até em parafusos iguais de um mesmo fabricante, são encontradas diferenças nos valores de torque reverso (torque necessário para desaperto de um parafuso), o que pode ser atribuído a imprecisões no processo de fabricação.

Além disso, tem sido demonstrado, através de inúmeros estudos, que o afrouxamento dos parafusos de retenção tem relação inversamente proporcional à adaptação dos elementos que constituem os implantes (implante, parafuso, pilar). O desajuste marginal contribui para uma micro-movimentação na interface entre implante e pilar, resultando em perda de pré-carga. Assim, quanto melhor a adaptação entre os componentes de uma prótese implanto-suportada, maior a estabilidade (KHRAISAT e colaboradores, 2004). Tal situação seria agravada nos casos em que pilares e parafusos de fabricantes diferentes daqueles dos implantes fossem utilizados, pois variações não controladas de desajustes, tanto na interface quanto no contato das roscas dos parafusos e das roscas dos implantes, podem

interferir no correto assentamento da prótese e dos parafusos, levando a conseqüências como menor pré-carga gerada e menor capacidade de manutenção frente aos esforços mastigatórios e demais forças oclusais.

A altura do hexágono externo dos implantes também exerce influência na estabilidade da união parafusada, pois previne a flexão do parafuso quando forças são aplicadas. As alturas disponíveis no mercado, entre os diversos sistemas de implantes, são de 0.7, 0.9, 1.0 e 1.2mm, sendo a de 1,2mm apontada como de ótimo efeito anti-rotacional (ENGLISH, 1992; KHRAISAT e colaboradores, 2004).

Cibirka e colaboradores (2001) avaliaram o valor do destorque de parafusos em ouro sobre fadiga, testados quando as dimensões entre o hexágono do implante e o hexágono interno do pilar eram alteradas ou o hexágono totalmente eliminado. Os autores concluem que aumento de altura ou grau de adaptação entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar, ou a eliminação completa do hexágono, não produz efeito significativo nos valores de torque para afrouxar parafusos após teste de fadiga com 5.000.000 de ciclos, ou equivalente a cinco anos de mastigação *in vivo*. Segundo KHRAISAT e colaboradores (2004), Cibirka só mediu o torque reverso após a aplicação de carga, assumindo que a pré-carga era a mesma para todos os grupos. No entanto, Khraisat demonstrou que o torque reverso antes da aplicação de carga é diferente entre um parafuso e outro, após torque de 32Ncm.

INFLUÊNCIA DO GRAU DE LIBERDADE ROTACIONAL

O afrouxamento dos parafusos de retenção constitui uma das mais freqüentes complicações em implantodontia, especialmente em se tratando de próteses unitárias (JEMT; LEKHOLM; GRÖNDAHL, 1990; JEMT; LINDÉN; LEKHOLM, 1992; BECKER; BECKER, 1995; SIMON, 2003), sendo ainda mais freqüente nas áreas de pré-molares, quando comparadas às áreas de incisivos (BIANCO e colaboradores, 2000; PALMER; PALMER; SMITH, 2000). Como fatores relacionados podem-se destacar o torque aplicado no apertamento, a carga funcional, a pré-carga, o relaxamento do encaixe entre as superfícies das roscas contactantes (parafuso e implante) e o desajuste. Para manter uma união estável, as forças que tendem a separar a junção parafusada devem ser superadas pela pré-carga gerada (ABOYOUSSEF; WEINER; EHRENBURG, 2000).

Dessa forma, inúmeros protocolos e novos materiais têm sido propostos no intuito de avaliar as causas e evitar falhas precoces da união parafusada implante-pilar (CAVAZOS; BELL, 1996; BINON, 1998; WEISS e colaboradores, 2000; YOUSEF e colaboradores, 2005; PIERMATTI e colaboradores, 2006).

A estabilidade de uma junção parafusada é influenciada principalmente pela pré-carga estabelecida, quando o parafuso que une o implante ao pilar é apertado. Entretanto, a pré-carga não é um fator isolado na manutenção dessa estabilidade (BICKFORD, 1981). A adaptação entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar, conhecida como liberdade rotacional, também exerce papel importante na estabilidade de uma junção parafusada. Dessa forma, uma adaptação precisa entre esses dois componentes seria um fator preventivo do afrouxamento e da perda de pré-carga (JORNEUS e colaboradores, 1992).

Diversos estudos, dentre os quais se destacam os de Binon (1995), Binon (1996), Binon e Mchugh (1996) e Binon (1998), sugerem que, para garantir uma união

estável de componentes parafusados, os dois hexágonos contactantes devem permitir uma liberdade de rotação menor que 5 graus entre o hexágono interno do pilar e o hexágono externo do implante. A liberdade rotacional de pilares personalizáveis Procera, parafusados a implantes da Nobel Biocare, está dentro dos níveis sugeridos por Binon como aceitáveis, com valores encontrados que variam em torno de 2.37 e 3.53 graus, quando o dispositivo contra-torque era utilizado ou não, respectivamente (LANG; WANG; MAY, 2002).

Os procedimentos clínicos e laboratoriais podem promover alterações por distorções na adaptação dos componentes aos implantes. Mesmo com o avanço das técnicas de confecção e os materiais utilizados em próteses sobre implantes, as falhas por afrouxamento ainda são ocorrências freqüentes na rotina clínica dos cirurgiões-dentistas, e estão diretamente associadas com desajustes verticais e horizontais. Por ser um pilar bastante utilizado, principalmente para resoluções de próteses unitárias, o pilar UCLA foi testado quanto às alterações após a sobrefundição (tempo 1) e a aplicação da cerâmica de recobrimento (tempo 2). Trinta pilares UCLA pré-usinados em ouro (3i Implant Innovations) foram mensurados, antes e após os procedimentos laboratoriais descritos, quanto à distância entre as paredes do hexágono interno, bem como à profundidade, ao diâmetro da base do pilar e, finalmente, o grau de liberdade rotacional. As mensurações foram realizadas mediante medidor digital (Model 293, Mitutoyo, Tokyo, Japan), e a liberdade de rotação através de aparato descrito por Binon (1995). A análise dos resultados não revelou alteração alguma estatisticamente significativa em nenhum dos parâmetros estudados. Os autores concluem que a seleção de uma liga compatível com base do pilar e a criteriosa execução dos procedimentos clínicos e laboratoriais são

importantes para reduzir o desajuste rotacional e potencializar a estabilidade da união parafusada (VIGOLO; MAJZOUB; CORDIOLI, 2000).

Em outro estudo, Vigolo e colaboradores (2005) também avaliaram possíveis alterações do pilar cerâmico ZiReal (3i Implant Innovations) após procedimentos laboratoriais. De acordo com dados do fabricante, o pilar ZiReal é feito de Zircônia estabilizada, composta de 30% de Zircônia (ZrO_2) tetragonal com partículas menores que $3\mu m$, Alumina (Al_2O_3) com partículas menores que $5\mu m$ e uma base de titânio que conecta esse pilar diretamente ao implante. Por se tratar de um pilar pré-fabricado, ele necessita de preparo em laboratório para reproduzir a forma desejada. Para o desenho do estudo, foram utilizados 20 pilares, sobre os quais foi aplicada a mesma metodologia descrita por Vigolo, Majzoub e Cordioli (2000), mensurando-se a distância entre as paredes do hexágono interno, bem como a profundidade, o diâmetro da base do pilar e, finalmente, o grau de liberdade rotacional, utilizando-se o mesmo aparato descrito por Binon (1995). Em seguida, cada pilar foi parafusado a uma réplica (3i, Implant Innovations), sendo todos preparados com brocas diamantadas sobre irrigação intensa. As mensurações previamente descritas foram repetidas e, após análise dos resultados, nenhuma alteração estatisticamente significativa foi encontrada para todas as variáveis estudadas. Quanto ao grau de liberdade rotacional, os resultados demonstraram maiores níveis, se comparados a pilares UCLA no estudo de Vigolo, Majzoub e Cordioli (2000), porém menores que 3 graus.

VIGOLO e colaboradores (2006) compararam a liberdade rotacional de pilares Procera, confeccionados em diferentes materiais, Titânio, Zircônia e Alumina, 20 pilares confeccionados para cada um desses materiais. Para a mensuração do grau de rotação entre o hexágono interno dos pilares e o hexágono externo dos

implantes, foi utilizado um aparato similar ao descrito por Binon (1995). Cada corpo de prova era constituído por um implante nas dimensões 3.73 x 10 mm (Mk III, TiUnite; Nobel Biocare) e um pilar. Estes eram colocados na base do aparato e, em seguida, os pilares eram parafusados de maneira a permitir alguma rotação em relação ao implante. A rotação no sentido horário e anti-horário era mensurada, e a diferença entre os dois valores registrada como o grau de liberdade rotacional. A análise dos resultados revelou diferença significativa entre os grupos, sendo os pilares Procera confeccionados em Alumina os que obtiveram o pior resultado. No entanto, essa movimentação mostrou-se menor que 3 graus em todos os casos, sugerindo uma união estável, que reduz o risco de afrouxamento de parafusos entre esses pilares e implantes fabricados pela Nobel Biocare.

O pilar Procera apresenta a vantagem de ser fabricado com características personalizadas para cada situação específica (KUCEY; FRASER, 2000; VIGOLO e colaboradores, 2005). Implantes Nobel Biocare, Lifecore, 3i, Implamed e Paragon foram testados quanto à adaptação a pilares Procera de titânio, através da medição do hexágono externo desses implantes e do hexágono interno dos pilares quanto à altura e à largura. A distância dos lados paralelos dos hexágonos dos implantes variou entre 2.67 mm a 2.69 mm. A dimensão média do hexágono interno do pilar foi de 2.73 mm. A altura do hexágono externo dos sistemas de implantes variou de 0.69 a 0,81mm, enquanto a altura do hexágono interno do Procera foi de 0.90mm. Nesse estudo, a intercambialidade de parafusos também foi testada. Assim, a base de assentamento dos parafusos dos diferentes sistemas estudados foi mensurada e, em seguida, eles foram posicionados e avaliados radiograficamente, a fim de checar a adaptação da base do parafuso à base do pilar. O diâmetro do parafuso Procera (2.52mm) foi menor que a do parafuso 3i (2.69mm), medida essa que impede o

parafuso 3i de se adaptar corretamente ao pilar Procera. Já o Paragon, cuja medida foi (2.12mm), adaptava-se ao pilar, porém seu diâmetro era 0.40mm menor do que o Procera, não possibilitando uma união estável, fato esse demonstrado pela rotação do pilar mesmo após o torque recomendado. Esse estudo mensurou também as roscas dos diferentes parafusos e comparou-as às roscas internas dos implantes, encontrando-se medidas iguais. Dessa forma, os autores sugerem que o pilar Procera, bem como seu parafuso, podem ser adaptados universalmente a qualquer sistema de implante compatível com o sistema Branemärk. A observação visual da interface entre implante e pilar também sugere uma adaptação aceitável entre os dois componentes (LANG e colaboradores, 2003)

Os efeitos do desajuste marginal entre componentes protéticos e implantes são bem conhecidos na literatura. Sabe-se também que a combinação de componentes com implantes de diferentes empresas geram níveis maiores de desadaptação na interface entre implante e pilar. Tendo em vista as vantagens do pilar cerâmico personalizado Procera, buscou-se através do presente estudo avaliar a sua adaptação a implantes de outras procedências que não a Nobel Biocare, fabricantes do Procera.

3. OBJETIVO

Avaliar, através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), a desadaptação na interface entre implante e pilar de componentes cerâmicos Procera, parafusados a diferentes sistemas de implantes compatíveis com o sistema Branemärk.

4. METODOLOGIA

A metodologia empregada no presente estudo foi realizada em 02 (duas) etapas, indicadas a seguir:

4.1 – Elaboração e aplicação de questionário com especialistas em prótese dentária que atuam na área de implantes dentários – 1ª etapa

4.1.1 – Instrumento para a coleta de dados

Para a realização dessa etapa, um questionário com perguntas relacionadas ao planejamento em implantodontia foi elaborado (Anexo 1), com vistas a saber os sistemas de implantes mais utilizados pelos dentistas e os principais fatores que motivam a escolha por uma determinada marca comercial. Além disso, o questionário visava a conhecer a frequência de utilização dos pilares personalizados Procera, bem como que sistemas estavam sendo utilizados, a fim de se delinear os grupos a serem estudados, de acordo com os resultados da pesquisa. Para o item 5 foi permitida mais de uma resposta por parte dos participantes da pesquisa.

4.1.2 – Amostragem

Foi elaborado um instrumento para coleta de dados – questionário – e enviado por e-mail para 91 profissionais, em um universo de 201 especialistas em prótese dentária em atividade e devidamente registrados junto ao Conselho Regional de Odontologia da Bahia. De acordo com a tabela de Índice de Amostragem descrita por ARKINS e COLTON, para um universo inferior a 1.000 respondentes, a amostragem definida corresponde a 83 indivíduos, considerando-se o valor da amplitude de erro equivalente a 10%.

4.2 – Análise da desadaptação na interface entre implante e pilar, através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) – 2ª etapa

4.2.1 – Constituição dos grupos de estudo

Após análise dos dados obtidos no questionário, referentes aos sistemas de implantes mais utilizados pelos profissionais entrevistados, foram estabelecidos três grupos de estudo, com quatro implantes cada, sendo um (1) grupo controle constituído de implantes da Nobel Biocare, MK III, RP 4.0 x 10mm (GCN), fabricante do Procera, e dois grupos experimentais, constituídos de implantes da SIN, 4.1 x 10mm (ES) e Conexão, 4.1 x 10mm (EC), por serem os sistemas nacionais mais utilizados de acordo com os resultados da 1ª etapa.

Para cada grupo, quatro pilares personalizados Procera foram utilizados, para que fosse mensurado o nível de desadaptação na interface entre implante e pilar. O Quadro 1 explicita a constituição dos grupos.

Quadro 1 – Constituição dos grupos de estudo.

	Marca Comercial	Nº de implantes	Nº de Pilares
GCN	Nobel Biocare	04 implantes	04 Procera
ES	SIN	04 implantes	04 Procera
EC	Conexão	04 implantes	04 Procera

4.2.2 – Confecção dos corpos-de-prova

Para a confecção dos corpos-de-prova, foi utilizado um pilar cerâmico Procera para cada implante. Um pilar preparável da SIN (Sistema de Implantes) foi utilizado para a confecção do pilar personalizado Procera. Inicialmente, foram efetuadas, no pilar,

quatro marcações eqüidistantes, uma vestibular, uma mesial, uma distal e uma lingual, a fim de servirem como guia para as mensurações em microscópio eletrônico de varredura (MEV). A seguir, ele foi parafusado a uma réplica do implante e escaneado através do scanner específico do sistema. As imagens geradas foram utilizadas para confeccionar 12 (doze) pilares cerâmicos Procera, idênticos ao componente utilizado no escaneamento, cada um com quatro marcações dispostas de modo eqüidistante em relação ao diâmetro do pilar (Figura 1).

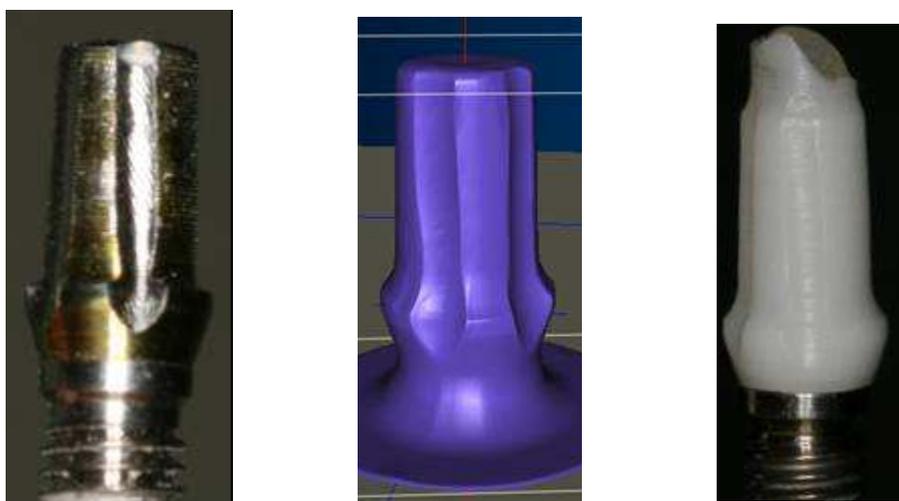


Figura 1- Seqüência de confecção do pilar cerâmico Procera.

4.2.3 – Análise em microscopia eletrônica da desadaptação entre implante e pilar

Cada implante foi parafusado ao respectivo pilar Procera, com torque padronizado de 10 Ncm, com auxílio de torquímetro digital (WH), que simula o apertamento manual. A desadaptação marginal na interface entre implante e pilar foi mensurada através de leitura em microscopia eletrônica de varredura (LEO 1430 VP). Inicialmente, os conjuntos implante-pilar foram colocados com a marcação vestibular voltada para o leitor e mensuradas as áreas de desajustes marginais em 3 regiões

(extremidade distal, centro e extremidade mesial). Em seguida, as amostras foram giradas em 180° e novas medidas foram obtidas nas três regiões anteriormente citadas, totalizando seis mensurações. Assumiu-se, como nível de desadaptação marginal para cada conjunto implante-pilar, a média entre as mensurações realizadas.

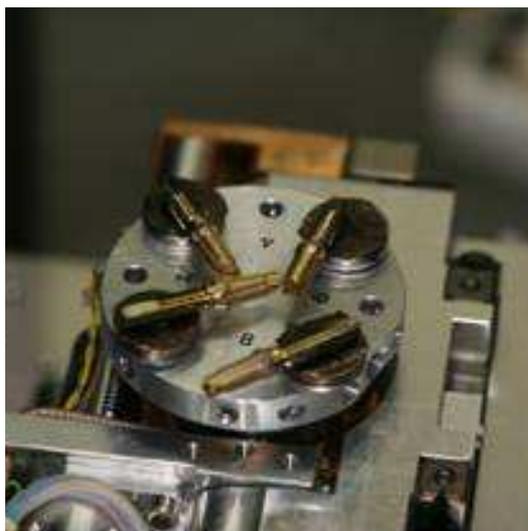


Figura 2- Corpos-de-prova após metalização, preparados para leitura em MEV.



Figura 3 - Microscópio eletrônico de varredura utilizado para mensurar as desadaptações marginais na interface entre implante e pilar (LEO 1430VP).

4.3 – Análise estatística

Na primeira etapa do estudo, após análise dos 91 instrumentos de coleta de dados, as respostas agrupadas estão expressas em números absolutos e respectivos percentuais. Com relação à segunda etapa, os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística descritiva, à ANOVA e ao Teste de Tukey, visando a se determinarem as diferenças significativas existentes entre os grupos.

5. RESULTADOS

5.1 – Sondagem através de instrumento de coleta de dados (questionário) com especialistas em prótese dentária que atuam na área de implantes dentários.

Os instrumentos de coleta de dados foram enviados por e-mail a 91 profissionais especialistas em prótese dentária. Os dados contidos em cada um deles foram coletados e tabulados através de medidas percentuais. Ao final da análise, os implantes dos sistemas SIN e Conexão foram escolhidos para serem testados, tendo em vista que são as marcas comerciais mais utilizadas pelos respondentes e por não constarem na lista de sistemas recomendados para uso com o pilar Procera pela Nobel Biocare.

Do total de respondentes, 22 tinham menos de dois anos de atuação na área de implantes, 25 tinham entre dois e cinco anos e 44 tinham mais de cinco anos de experiência em implantodontia (Tabela I). Quanto à escolha dos sistemas de implantes constatou-se que 90,1% dos profissionais utilizavam com maior frequência implantes de sistemas nacionais (SIN, Neodent, Conexão, Titanium Fix), enquanto que apenas 9,9% trabalhavam exclusivamente com sistemas estrangeiros (Nobel, 3i, Ankylos e Straumann).

Tabela I – Número de profissionais respondentes pelo tempo de atuação (N= 91).

Tempo de atuação	Estratificação da amostra	%
Menos de 2 anos	22	24,2%
Entre 2 e 5 anos	25	27,5%
Mais de 5 anos	44	48,3%
TOTAL	91	100%

O percentual dos profissionais avaliados que afirmaram já ter combinado componente e implante de diferentes marcas comerciais foi de 61,4%.

Em relação ao pilar Procera, 37,4% afirmaram já ter utilizado esse tipo de componente; desses, 56,9% já o fizeram com implantes de fabricantes outros que não a Nobel Biocare. A Tabela II mostra o percentual de utilização do Procera com diversos sistemas de implantes. Esse resultado levou à constituição dos grupos experimentais (SIN e Conexão) no presente estudo.

Quanto à ocorrência de complicações, 77% disseram já ter enfrentado alguma em sua rotina clínica.

Tabela II – Sistemas mais utilizados em combinação com o pilar Procera (N=34).

Sistema	%
Nobel	43,1
3i	24,6
SIN	13,8
Conexão	7,7
Neodent	6,2
ITI –Straumann	3,1
Ankylus	1,5
Total	100

Correlacionando o percentual de complicações com o tempo de experiência com implantes, constatou-se que, dos profissionais avaliados, 13,2% dos profissionais com menos de 2 anos, 20,9% entre 2 e 5 anos e 42,9% com mais de 5 anos de atuação acusaram já ter vivenciado algum tipo de falha (Tabela III). A Tabela IV demonstra os tipos de complicações enfrentadas pelos respondentes e o percentual de ocorrência para cada uma delas.

Tabela III – Percentual dos profissionais que já enfrentaram complicações e a relação com tempo de atuação na área de implantes.

Tempo de atuação	Com comp.		Sem comp.	
	abs.	%	abs.	%
Menos de 2 anos	12	13,2%	10	11%
Entre 2 e 5 anos	19	20,9%	6	6,5%
Mais de 5 anos	39	42,9%	5	5,5%
TOTAL	70	77%	21	23%

Com comp.: com complicação; Sem comp: sem complicação; abs.: número absoluto; %: porcentagem.

Com relação aos critérios de escolha por um determinado sistema, a qualidade foi citada por 84,6%, o custo foi considerado por 72,5%, a facilidade de utilização por 35,16% e a logística (facilidade de acesso) por 49,45% dos profissionais respondentes.

Tabela IV. Complicações mecânicas mais freqüentes.

Complicação	%
Afrouxamento de parafusos	67,00
Fratura de parafusos	24,17
Fratura do implante	7,70
Fratura do pilar	2,20
Fratura da prótese	3,30

5.2 – Análise da desadaptação na interface entre implante e pilar, através de microscopia eletrônica de varredura (MEV).

As amostras dos diferentes grupos de estudo foram submetidas à leitura em microscópio eletrônico de varredura e mensuradas através de software específico do equipamento, obtendo-se 6 valores de desadaptação marginal (μm) para cada amostra, considerando os diferentes sítios de avaliação; portanto, as leituras foram

realizadas em hexuplicata. A partir desses valores, foi obtida uma média para cada amostra e uma média por grupo de estudo. As médias e os respectivos desvios padrão coletados foram de 9,53 μm $\pm 0,52$, 10,62 μm $\pm 2,16$ e 5,7 μm $\pm 0,39$, respectivamente para os grupos ES, EC e GCN, expressos na tabela V. Os dados individuais para cada amostra podem ser observados no Anexo 2.

Tabela V – Desadaptação marginal na interface entre implante e pilar Procera para cada grupo (μm).

GRUPOS	MÉDIA	DV	Mínimo	Máximo
GCN	5,7	$\pm 0,39$	5,32	6,22
ES	9,53*	$\pm 0,52$	9,08	10,25
EC	10,62*	$\pm 2,16$	8,93	13,60

GCN: grupo controle Nobel; ES: Experimental SIN; EC: Experimental Conexão; * :Diferenças significativas em relação ao grupo controle; DV: desvio padrão; Mínimo: menor valor médio de desajuste encontrado para o grupo; Máximo: maior valor médio de desajuste encontrado para o grupo.

Os valores médios obtidos para cada grupo foram submetidos à análise estatística descritiva (ANOVA), sendo observada a existência de diferença significativa entre os grupos ($p=0,001$). Os resultados estatísticos estão descritos no Anexo 3 e no Gráfico 1. O Teste de Tukey revelou diferenças estatisticamente significantes entre os grupos experimentais (ES e EC) e o grupo controle (GCN), com valores de desadaptação marginal menores para o grupo controle (Nobel), enquanto que os grupos SIN e Conexão apresentaram valores similares, com maior desadaptação. No entanto, não foram observadas diferenças entre os grupos experimentais avaliados neste estudo.

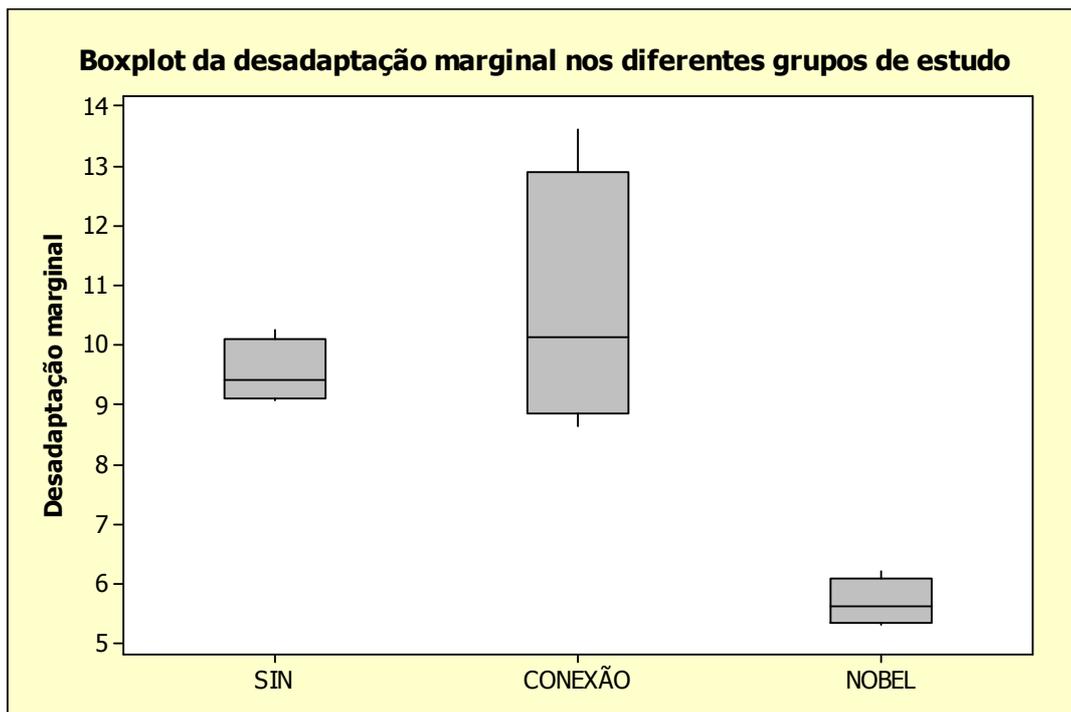


Figura 4 – Boxplot da desadaptação marginal nos diferentes grupos de estudo.

A análise das fotomicrografias permite identificar a relação entre as extremidades do conjunto implante-pilar, as áreas de maior desajuste, bem como as áreas de contato presentes nas amostras. Todas as amostras do grupo GCN apresentaram comportamento similar, demonstrando a presença de pequeno desajuste vertical nas regiões mensuradas. No entanto, pode-se observar que esse desajuste se dá uniformemente e não se observam áreas de contato após o torque de 10Ncm. Além disso, não se verifica a presença de discrepâncias horizontais nas extremidades do conjunto implante-pilar, conforme observado nas Figuras 5, 6 e 7.

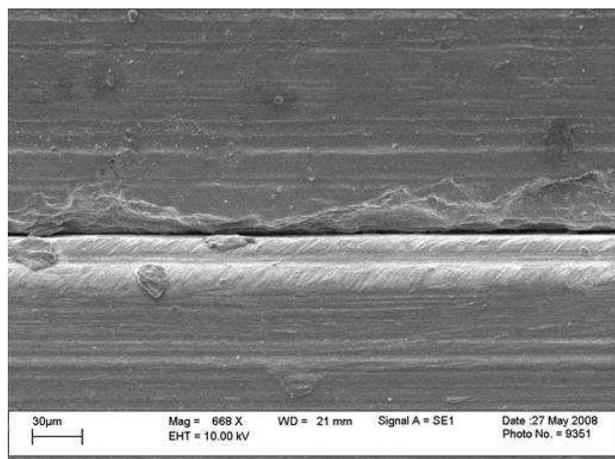


Figura 5 – Fotomicrografia da região central de amostra do grupo GCN (Nobel)

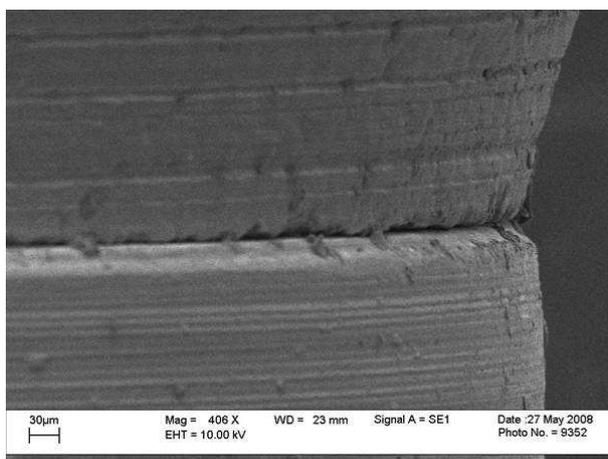


Figura 6 – Fotomicrografia da região distal de amostra do grupo GCN (Nobel).

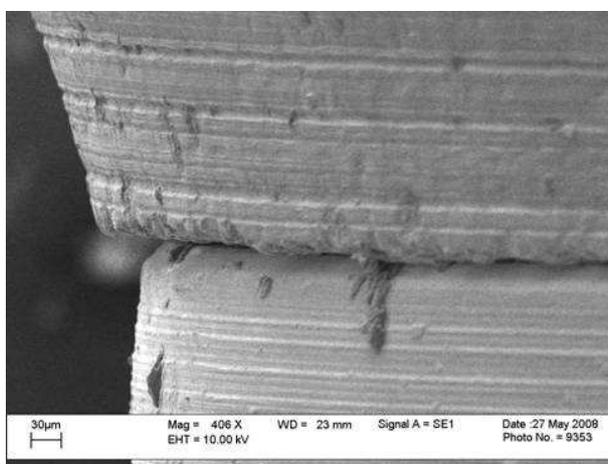


Figura 7– Região mesial da mesma amostra da figura 4.

As fotomicrografias do grupo EC evidenciam maiores áreas de desajuste na região central (Figura 8). No entanto, nas extremidades, podem-se observar boa adaptação e ausência de discrepâncias no sentido horizontal entre as extremidades do pilar e implante. Em determinadas áreas, fica evidente a presença de contatos, como pode ser visto na Figura 10. Não houve uniformidade nos níveis de desadaptação nas diferentes regiões mensuradas, conforme observado na Figura 11, e, em uma das amostras, pôde-se observar a presença de fraturas e trincas, bem como áreas onde a base do pilar ultrapassava os limites da plataforma do implante (Figuras 12 e 13).

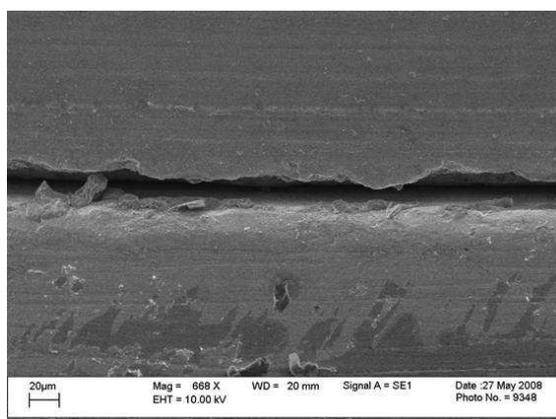


Figura 8 – Fotomicrografias de amostra do Grupo EC (Conexão), que demonstram considerável desadaptação na região central.

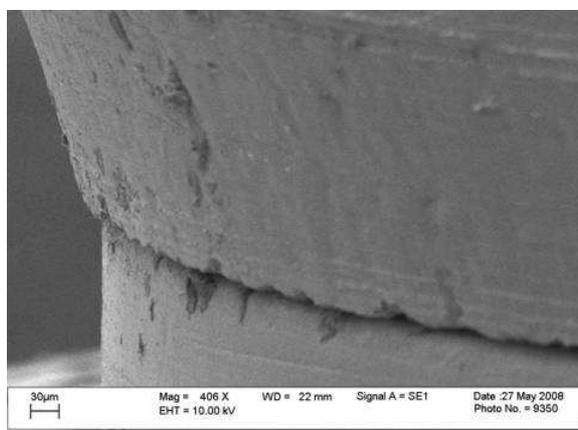


Figura 9 – Região mesial da mesma amostra descrita acima, que demonstra boa adaptação.

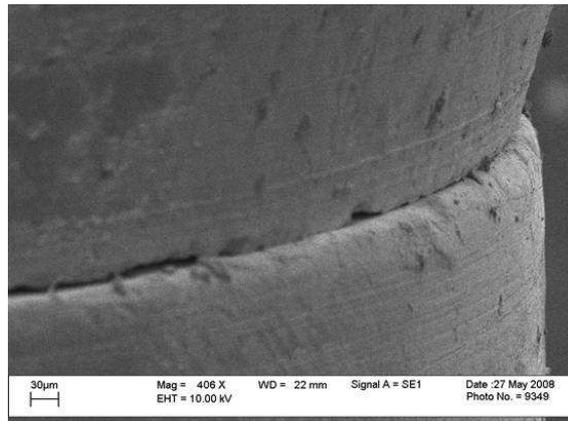


Figura 10- Região distal da mesma amostra, com boa adaptação na extremidade, porém com áreas de contato após torque de 10Ncm.

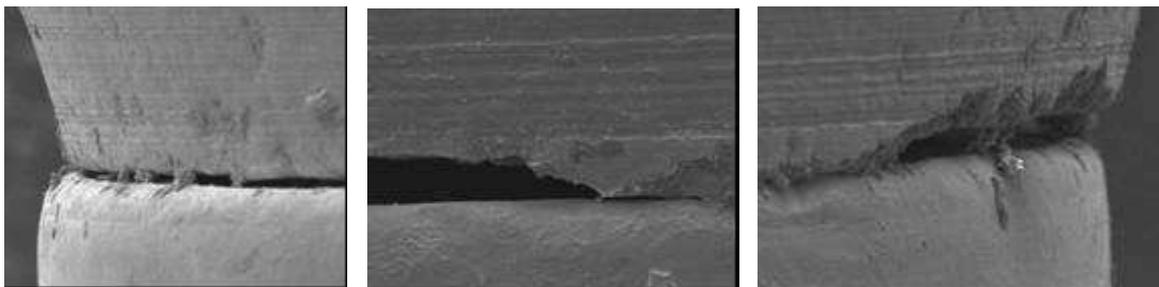


Figura 11- Falta de uniformidade no desajuste marginal das 3 regiões avaliadas em amostra do grupo EC.

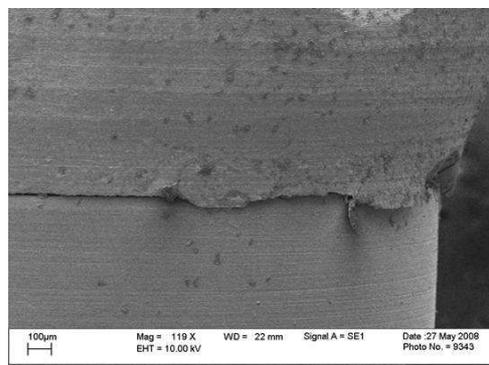


Figura 12 – Fotomicrografia revelando irregularidades na borda do pilar e fratura na margem.

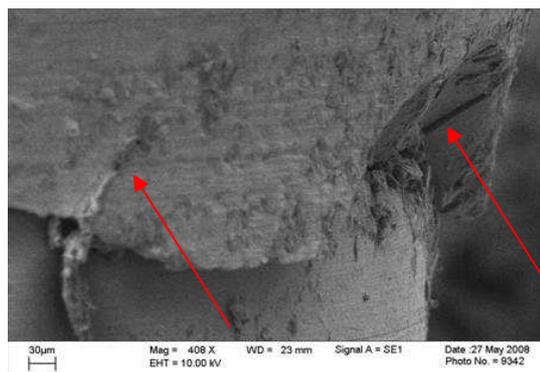


Figura 13 – Aumento de 408 vezes, que revela a presença de trincas (seta) e áreas onde o pilar ultrapassa o implante.

Com relação ao grupo ES, também foi possível identificar falta de uniformidade nas desadaptações das diferentes regiões, com alternância de áreas de contatos íntimos com desajustes extensos (Figura 14). Pôde-se observar que, em todas as amostras, houve discrepâncias horizontais nas extremidades dos implantes e pilares (Figuras 15 e 16). Fotomicrografia de uma das amostras desse grupo, com magnificação de 408 vezes, demonstrou grande desajuste na região central e extensas áreas de contato, com ausência de *gap* nas extremidades, embora com discrepâncias horizontais (Figura 15). A Figura 17 evidencia área central com magnificação de 672 vezes, com extensa área de contato, sem presença de desadaptação.

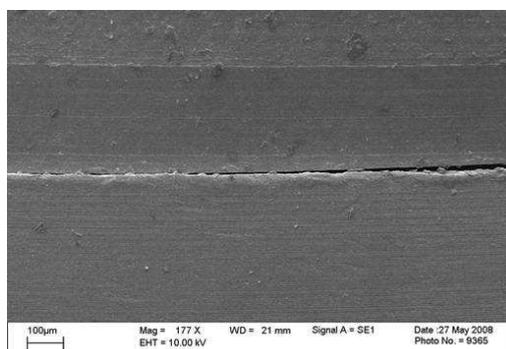


Figura 14 – Amostra do grupo ES (SIN), que revela ausência de uniformidade na adaptação marginal e a presença de extensas áreas de contato.

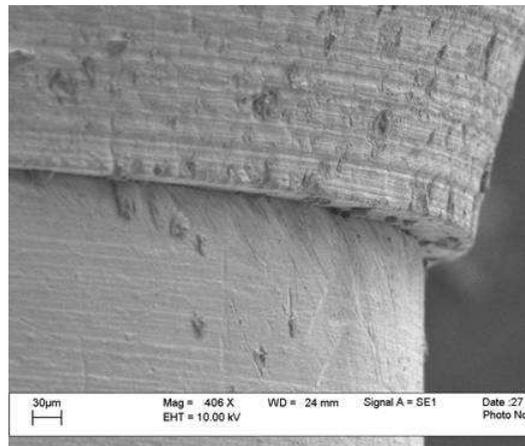
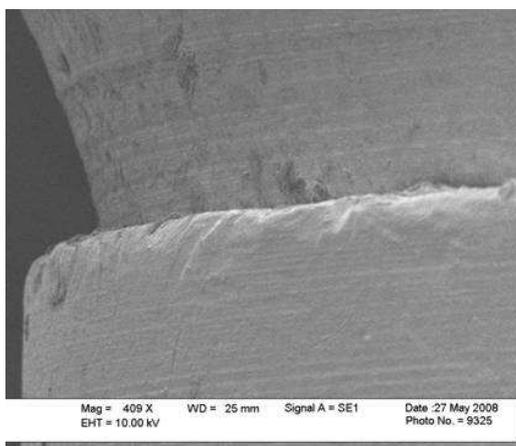
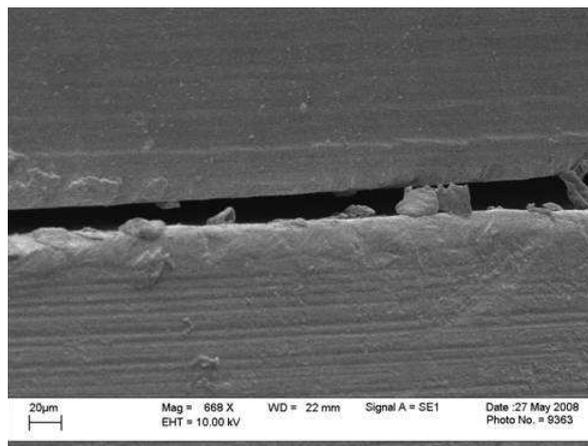


Figura 15 - Amostra do grupo ES (SIN) com magnificação de 408 vezes, que demonstra grande desajuste na região central e extensas áreas de contato.

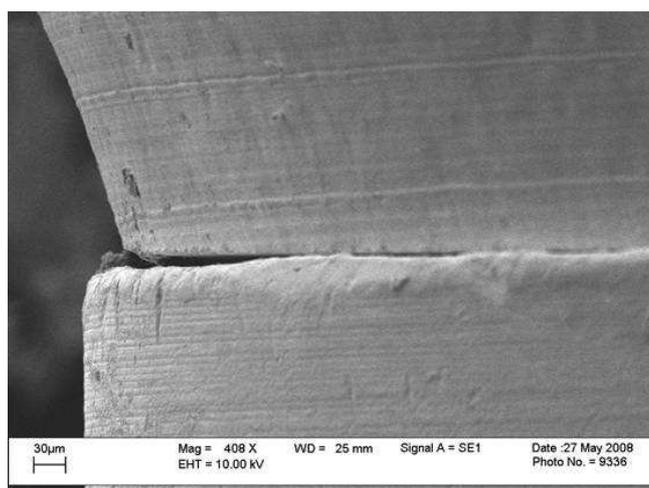


Figura 16- Fotomicrografia de conjunto implante-pilar do grupo ES, que sugere defeito no eixo e no diâmetro do implante.

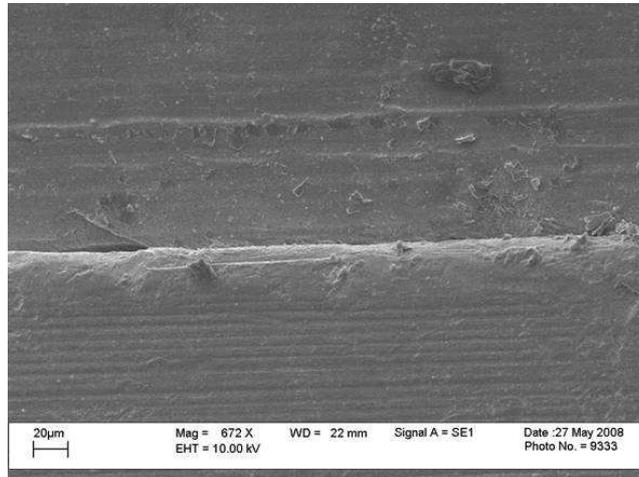


Figura 17- Amostra do grupo ES (SIN) com magnificação de 672 vezes, que demonstra áreas de íntimo contato sem evidências de desadaptações passíveis de mensuração.

6. DISCUSSÃO

A descoberta da osseointegração foi um marco histórico na odontologia, pois permitiu a reabilitação de pacientes desdentados totais com altos índices de sucesso. No início, a técnica era utilizada apenas para tratamento de desdentados totais, os chamados inválidos orais. No entanto, a evolução da implantodontia, o apelo estético e a necessidade de ampliação do leque de possibilidades restauradoras levaram à criação de novos pilares e à aplicação dos benefícios dos implantes para atender a situações de ausências dentárias parciais e unitárias. Por se tratar de terapêutica relativamente recente, não havendo, portanto, quantidade suficiente de estudos de acompanhamento de longo prazo, as reabilitações unitárias implanto-suportadas devem ser motivo de pesquisas, no intuito de descrever possíveis complicações, bem como identificar fatores que possam preveni-las.

A incorporação da tecnologia CAD/CAM na odontologia também foi de suma importância, na medida em que vem permitindo a eliminação das imperfeições inerentes ao processo de fundição, melhorando a adaptação das próteses, devido ao controle da usinagem feita por computador. A ampliação da utilização das cerâmicas, com o aumento da sua resistência à fratura, através da incorporação de óxido de Zircônia, também tem sido bastante útil, tendo em vista se tratar de material que mais se assemelha ao esmalte humano e de maior biocompatibilidade, favorecendo a estética, pela eliminação do acinzentamento gengival, e a impossibilidade de passagem de luz pelos metais, bem como a saúde dos tecidos de suporte, pela diminuição do acúmulo de biofilme e, conseqüentemente, de bactérias (BRACKETT e colaboradores, 2008). Dessa forma, tais benefícios refletem uma tendência da odontologia para a completa eliminação dos metais e, conseqüentemente, do processo de fundição.

Nesse contexto, destaca-se o sistema Procera (Nobel Biocare, Gotenburgo, Suécia), o único disponível no mercado que oferece a possibilidade de confecção de pilares cerâmicos personalizados, com a utilização da tecnologia CAD/CAM. Os benefícios desses pilares são inquestionáveis, tendo em vista a excelente biocompatibilidade do material, as propriedades mecânicas adequadas, aliadas a uma melhor estética, em decorrência da eliminação da cinta metálica e da reprodução do perfil de emergência para cada situação clínica específica (KUCEY; FRASER, 2000). Além disso, eliminam a possibilidade de corrosões por correntes galvânicas pela interação de diferentes metais na cavidade oral (TAHER; JABAB, 2003).

Para se identificar a frequência de complicações em próteses sobre implantes, bem como os sistemas de implantes mais utilizados pelos profissionais em conjunto com o pilar Procera, um questionário foi elaborado e enviado para 91 especialistas em prótese dentária, com base no índice de amostragem. Esse índice, preconizado por ARKINS e COLTON, permite que se efetuem pesquisas com entrevistas a um número de informantes em bases científicas, com vistas à projeção de resultados para outras populações. Foram critérios de inclusão adotados no estudo ser profissional que atua na área de implantes dentários, realizando exclusivamente a etapa protética ou as duas etapas (cirurgia e prótese). Considerando-se que o universo deste estudo correspondeu a 201 profissionais especialistas, a amostragem equivalente a 91 informantes alcançou quase 1/3 do supracitado universo, o que assegura a confiabilidade dos dados coletados.

Embora seja uma ótima opção, principalmente em áreas estéticas, o pilar Procera não foi utilizado até então por 62,6% dos profissionais entrevistados no presente estudo, fato esse que pode ser justificado pelo alto custo desse tipo de pilar, já que,

dentre os entrevistados, 72,5% citaram o custo como principal fator na escolha de um sistema.

O fabricante do Procera – Nobel Biocare (www.nobelbiocare.com) – recomenda a sua utilização somente para os seguintes sistemas de implantes: 3i (Implant Innovations) plataforma 3,75, Lifecore Biomedical, Restore 3,75, Zimmer Dental Taper-Lock 4,0 e Sterngold Implamed 3,75. No entanto, devido às suas inúmeras vantagens, esse pilar vem sendo utilizado com qualquer sistema compatível com o sistema Branemärk, tal como pode ser evidenciado no estudo em pauta, em que 70,6% dos profissionais que declararam utilizar Procera o fizeram com implantes de fabricantes outros que não a Nobel Biocare. Correlacionando o percentual de complicações com o tempo de experiência com implantes, constatou-se que 54,5% dos profissionais respondentes com menos de 2 anos, 76% dos que tinham entre 2 e 5 anos e 88,6% daqueles com mais de 5 anos de atuação acusaram já ter vivenciado algum tipo de falha. Tais resultados sugerem que a frequência de complicações apresenta uma relação diretamente proporcional ao tempo de atuação na área. A Tabela IV demonstra os tipos de complicações enfrentadas pelos respondentes e o percentual de ocorrência para cada uma delas.

A maioria das complicações mecânicas e biológicas está relacionada com o desajuste marginal. A adaptação inadequada gera a formação de um *gap*, que se constitui em reservatório de bactérias, o que pode levar a inflamação peri-implantar, culminando, em situações extremas, com a perda do implante (QUIRYNEN; STEENBERGHE, 1993; QUIRYNEN e colaboradores, 1994; COVANI e colaboradores, 2006). Outra importante consequência da desadaptação é o afrouxamento ou fratura do parafuso de retenção, bem como a possibilidade de

fratura do pilar e até mesmo do implante (JEMT; LEKHOLM; GRÖNDAHL, 1990; JEMT; LINDÉN; LEKHOLM, 1992; BECKER; BECKER, 1995; SIMON, 2003).

A complicação mais freqüente, principalmente em se tratando de restaurações unitárias, é o afrouxamento de parafusos, que varia entre 6% e 12,7% após cinco anos (PARK; WANG, 2005; JUNG e colaboradores, 2007). Os resultados da presente pesquisa apontam índices consideravelmente maiores, pois 67% dos entrevistados afirmam já ter enfrentado afrouxamentos de parafusos em sua rotina clínica, sendo esse resultado ampliado para 88,6%, em se tratando dos profissionais com mais de 5 anos de atuação em implantodontia. A larga diferença encontrada neste estudo em relação aos resultados encontrados na literatura se deve, provavelmente, à combinação entre componentes e implantes de marcas distintas, além de a utilização de componentes calcináveis e da fundição com ligas não nobres serem práticas comuns na odontologia do Brasil e dos demais países em desenvolvimento. É consenso, na literatura, que esses detalhes do planejamento das próteses sobre implantes contribuem para o aparecimento de níveis maiores de desadaptação marginal e todas as conseqüências a ela relacionadas.

O controle do desajuste entre pilar e implante é importante para reduzir o estresse no parafuso de retenção e garantir a máxima efetividade dos componentes, principalmente quando se trata de restaurações unitárias, em que a estabilidade dos parafusos é um dos principais responsáveis pelo sucesso em longo prazo. Além disso, bons níveis de adaptação nessas estruturas evitam transmissão de forças indesejáveis para o implante e o osso marginal, conforme citam, em seus trabalhos, Byrne e colaboradores (1998) e Costa, Hoçoya, Bottino (2004).

Estudos que utilizam fotoelasticidade e análise por elemento finito mostram que, em infra-estruturas com pobre adaptação, maior estresse é gerado, se comparado a

infra-estruturas com boa adaptação (10 μ m). Além disso, a presença de cantilever e de forças oclusais extremas potencializam os efeitos indesejáveis da desadaptação (ISA; HOBKIRK, 1995; KUNAVISARUT e colaboradores, 2002; MARKARIAN e colaboradores, 2007). Mesmo em desadaptações marginais menores do que 6 μ m, algum nível de estresse é induzido, e ele vai aumentando à medida que aumenta o grau de desadaptação marginal (MILLINGTON; LEUNG, 1992; WASKEWICZ; OSTROWSKI; PARKS, 1994). Estudos que correlacionam o desajuste protético com perda óssea marginal, em períodos acima de cinco anos, apontam que, mesmo não apresentando uma adaptação completamente passiva, o grau de perda óssea marginal varia entre 0,2 e 0,5 milímetros, não sendo possível estabelecer uma relação estatisticamente significativa entre a perda óssea e os diferentes padrões de desadaptação das próteses. Dessa forma, admite-se haver tolerância biológica a certos níveis de desadaptação (JEMT; BOOK, 1996). No entanto esses estudos tratam de próteses suportadas por mais de um implante e em situações em que os desajustes são caracterizados entre o pilar e o cilindro. Esses dados são importantes, pois, nos casos de implantes múltiplos, o estresse gerado pode ser mais bem distribuído entre os implantes, ainda que seja maior na região mais próxima ao desajuste. Além disso, as tensões seriam transmitidas do cilindro para o pilar e desse para o implante. Isso talvez possa explicar a tolerância biológica a pequenos desajustes.

Entretanto, nos casos nos quais são utilizados pilares parafusados diretamente aos implantes, como o pilar tipo UCLA e o pilar Procera, esses níveis de desajuste podem não ser tão bem assimilados pelos tecidos de suporte, podendo levar mais facilmente a falhas mecânicas e biológicas das próteses sobre implantes, pelo fato

de o estresse ser transferido diretamente ao implante e, conseqüentemente, ao osso.

No estudo ora em discussão, os grupos experimentais ES e EC apresentaram médias de desajuste com diferenças estatisticamente significantes em comparação ao grupo de controle, como pode ser verificado no Anexo 3. Dessa forma, embora os valores médios de desajuste marginal de $9,53 \mu\text{m} \pm 0,52$ e $10,62 \mu\text{m} \pm 2,16$, respectivamente, para os grupos ES e EC, conforme mostra a Tabela V, estejam dentro da faixa considerada como aceitável por diversos autores, o fato de os pilares Procera serem parafusados diretamente aos implantes e serem, na maioria das vezes, utilizados em restaurações unitárias pode fazer com que tais níveis de desadaptação não sejam tão bem tolerados pelos tecidos de suporte, conforme se acha explicitado nas Figuras 8,11 e 15.

O uso de componentes usinados, a seleção de ligas nobres para a fundição e a utilização de componentes protéticos do mesmo fabricante dos implantes são procedimentos que visam a reduzir erros, bem como melhorar a adaptação das próteses (SORENSEN; AVERA; TOMAS, 1991; GOLL, 1991; SARTORI; FRANCISCHONE, 2000; CARVALHO e colaboradores, 2002), o que é ratificado através dos resultados experimentais desta pesquisa.

No presente estudo, os menores níveis de desadaptação foram encontrados para os implantes da Nobel Biocare, empresa fabricante do Procera, com média de $5,7 \mu\text{m} \pm 0,39$, o que está de acordo com todos os trabalhos que avaliam o desajuste quando da combinação de componentes e implantes de sistemas distintos. Estudo realizado por Silva e colaboradores (2007) revela que o nível de desajuste encontrado entre os implantes da Nobel Biocare e o seu respectivo pilar multi-unit foi, em média, de $9,58 \mu\text{m}$, portanto, compatível com o desajuste médio equivalente a $9,53 \mu\text{m} \pm 0,52$

encontrado entre o pilar Procera e os implantes da SIN, registrados na Tabela V. Tal evidência demonstra que os índices de desajuste dos grupos experimentais aqui testados estão dentro de parâmetros clínicos aceitáveis. No entanto, o desajuste relativamente alto encontrado por esses autores para os implantes da Nobel Biocare pode estar relacionado com diferenças na metodologia empregada, já que estudo de Sartori e Francischone (2000) registrou que a desadaptação média entre implantes dessa empresa e os seus respectivos pilares Gold UCLA foi idêntico ao demonstrado no presente trabalho, sendo, portanto, de 5,7 μm . Além disso, ainda no estudo de Sartori e Francischone (2000), foi encontrada uma média de desadaptação de 10,49 μm para pilares tipo UCLA usinados em ouro e implantes da conexão, valores muito próximos dos 10,62 $\mu\text{m} \pm 2,16$, encontrados no estudo em análise, o que sugere que os níveis aqui encontrados são compatíveis com aqueles que essa empresa pode conseguir quando se utilizam seus próprios componentes.

A desadaptação marginal (desajuste vertical) não pode ser considerada isoladamente como fator de influência de falhas mecânicas, como o afrouxamento de parafusos. O contato entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar, conhecido como liberdade rotacional (desajuste horizontal), também exerce papel importante na estabilidade de uma junção parafusada (JORNEUS e colaboradores, 1992).

Diversos estudos, dentre os quais se destacam aqueles realizados por Binon (1995); Binon (1996); Binon, Mchugh (1996); Binon (1998), sugerem que, para se garantir uma união estável, os dois hexágonos contactantes devem permitir uma liberdade de rotação menor que 5 graus.

A liberdade rotacional de pilares personalizáveis Procera, parafusados a implantes da Nobel Biocare, está dentro dos níveis sugeridos por Binon como aceitáveis, com

valores encontrados que variam em torno de 2.37 e 3.53 (LANG e colaboradores, 2002).

A comparação da liberdade rotacional de pilares Procera, confeccionados em diferentes materiais (Titânio, Zircônia e Alumina), com pilares tipo UCLA pré-usinados, encontrou maior liberdade nos três tipos de pilares Procera. No entanto, essa movimentação mostrou-se menor que 3 graus em todos os casos, sugerindo uma união estável entre esses pilares e implantes da Nobel Biocare, segundo estudos de Vigolo e colaboradores (2006). No entanto, não há registros, na literatura, de pesquisas que avaliem o grau de liberdade rotacional entre pilares Procera e implantes de sistemas nacionais. Tais estudos se fazem necessários, pois, ainda que desajustes marginais, dentro dos limites encontrados no presente trabalho, possam ser aceitáveis, liberdades rotacionais maiores que 5 graus entre o hexágono interno do pilar e o externo do implante irão contribuir para o afrouxamento precoce dos parafusos de retenção.

Estudos que comparam níveis de adaptação entre diferentes sistemas de implante apontam variações estatisticamente significativas (SARTORI; FRANCISCHONE, 2000; CARVALHO e colaboradores, 2002). Por isso, o profissional que atua na implantodontia deve escolher sistemas que reconhecidamente apresentem bons resultados quanto a esse fator, respaldados em evidências científicas. Dos profissionais entrevistados, 90,1% utilizam sistemas de implantes nacionais, reconhecidamente de custo menos elevado e com tempo de mercado muitas vezes insuficiente para se avaliarem sua qualidade e seu sucesso em longo prazo.

No estudo em tela, 61,5% dos entrevistados afirmaram já ter combinado componentes e implantes de fabricantes diferentes. O intercâmbio entre componentes e implantes de empresas distintas gera diferenças estatisticamente

significativas nos níveis de adaptação marginal, quando comparados a implantes parafusados a componentes do mesmo fabricante, segundo Meyer e colaboradores (2003) e Silva e colaboradores (2007). Apesar de os níveis de desajuste marginal aceitáveis ainda não estarem bem definidos e de parecer haver certa tolerância biológica, é necessário um maior controle da adaptação em reabilitações unitárias, por não haver distribuição das forças entre implantes e pelo tempo relativamente curto de acompanhamento dessa modalidade restauradora. Além dessa constatação, a maioria dos sistemas de implantes nacionais, dentre os quais os constituintes dos grupos experimentais avaliados no presente trabalho, são relativamente recentes, não tendo mais do que 10 anos no mercado.

LANG e colaboradores (2003) mensuraram o hexágono interno do pilar Procera e o hexágono externo de alguns sistemas de implantes e avaliaram a possibilidade de utilização do parafuso de retenção desses sistemas nesse tipo de pilar, já que o mesmo é disponibilizado com parafuso próprio. Esses autores constataram que as dimensões do Procera permitiam seu assentamento a todos os sistemas de implantes estudados (Nobel Biocare, Lifecore, 3i, Implamed e Paragon). No entanto, o único parafuso capaz de reter o pilar ao implante com eficiência era aquele disponibilizado pela Nobel Biocare. Com base nesses resultados, os autores sugerem que o pilar Procera pode ser aplicado universalmente a qualquer sistema de implantes compatível com o sistema Branemärk. Neste estudo, não foi mensurado o grau de desajuste na interface entre implante e pilar, tampouco a liberdade de rotação entre esse tipo de pilar e os implantes, pois somente foi levado em consideração o diâmetro dos hexágonos. O fato de o diâmetro interno do pilar Procera ser maior que o hexágono externo de todos os sistemas testados não pode ser conclusivo quanto à universalidade desse tipo de pilar, tendo em vista os efeitos

deletérios da desadaptação na interface, amplamente conhecidos e estudados na literatura. Além disso, o fato de o parafuso do Procera ser único pode gerar perda de pré-carga gerada no torque para o apertamento, pela possibilidade de o passo de rosca do parafuso ser diferente do passo de rosca interno dos implantes. Outra possibilidade é a de que haja maior retenção friccional entre o parafuso de retenção e as roscas internas de implantes de outras procedências que não a Nobel Biocare. No presente estudo, foi avaliado apenas o desajuste marginal na interface de pilares Procera parafusados a dois sistemas de implantes nacionais. Mais estudos se fazem necessários no intuito de se avaliarem as possíveis conseqüências da combinação desses pilares a implantes outros que não os da Nobel Biocare.

Embora o torque recomendado pela Nobel Biocare, fabricante dos pilares Procera, seja de 35Ncm, e que, de acordo com Gross e colaboradores (1999), haja diferença entre os níveis de desajustes à medida que torques maiores são aplicados, neste trabalho, um torque de 10Ncm, portanto inferior, foi utilizado para simular o apertamento manual e para que fosse mensurado o desajuste em um assentamento relativamente passivo entre o conjunto implante-pilar, tornando possível a visualização de áreas de contato antes do torque final. Essas áreas de contato são responsáveis pela perda de pré-carga gerada no aperto do parafuso, a qual é direcionada para regularização das mesmas, diminuindo a eficiência da união parafusada e contribuindo para o afrouxamento precoce do parafuso de retenção. Dessa forma, o valor do destorque imediatamente depois do apertamento é sempre menor que o do torque inicial de apertamento (ALKAN; SERTGÖZ; EKICI, 2004). Além disso, essas áreas de contatos podem gerar maior estresse aos tecidos de suporte, após um torque final de 35Ncm, podendo levar a uma maior perda óssea em torno dos implantes.

Ainda que, visualmente, todas as amostras tivessem adaptação semelhante, a análise da adaptação em microscopia eletrônica de varredura revelou, quanto ao nível de desadaptação na interface entre implante e pilar, diferenças estatisticamente significantes nos grupos experimentais testados (SIN e Conexão), se comparadas às do grupo controle (Nobel Biocare), conforme está evidenciado na Figura 4 e no Anexo 3. No entanto, entre os grupos ES ($9,53 \mu\text{m} \pm 0,52$) e EC ($10,62 \mu\text{m} \pm 2,16$), não houve diferenças estatísticas. Pôde-se notar também, através das fotomicrografias, apresentadas nas Figuras 5, 6 e 7, uma adaptação mais uniforme nas amostras do grupo GCN, composta de implantes do mesmo fabricante do pilar Procera (Nobel Biocare), sem evidência de áreas de contato, como podemos observar na Figura 4. Além disso, o diâmetro da base do pilar foi mais compatível com o diâmetro da plataforma dos implantes nesse grupo, conforme se observa nas Figuras 5 e 6.

Em princípio, pode parecer benéfico o fato de o contato entre pilares e implantes serem tão íntimos, a ponto de não ser possível mensurar o desajuste em aumentos de aproximadamente 700 vezes, como pode ser observado na Figura 15. No entanto, é preciso lembrar que, após o torque final, essas estruturas tendem a se aproximar mais, podendo gerar maior tensão nos tecidos de suporte, além da perda de pré-carga, na tentativa de “vencer” o contato. Além disso, a falta de uniformidade, observada em uma mesma região, e as áreas de contatos efetivos que se alternam com desajustes consideráveis – fato evidente nas Figuras 11 e 14 – podem sugerir defeitos no eixo ou no diâmetro dos implantes. A Figura 15, fotomicrografia de um conjunto implante-pilar do grupo ES, demonstra desajuste horizontal nas duas extremidades, com degrau positivo de um lado e negativo do outro, o que reforça a hipótese de defeito no diâmetro do implante, já que, ainda que o pilar Procera tenha

diâmetro de 4,0 mm e os implantes da SIN tenham plataforma de 4,1mm, o normal seria que houvesse degrau negativo nas duas extremidades.

Todas as amostras do grupo ES (SIN) apresentaram discrepâncias em relação às margens dos pilares e dos implantes, não havendo coincidência entre o diâmetro dos mesmos. Além disso, foram identificadas áreas de contatos extensas (Figura 17), que podem contribuir significativamente para o aumento de tensão direcionada aos tecidos de suporte e para a perda de pré-carga quando do aperto final do parafuso de retenção.

Embora o grupo EC (Conexão) tenha apresentado a maior média de desajuste na interface entre implante e pilar ($10,62 \mu\text{m} \pm 2,16$), o diâmetro dos implantes pareceu mais regular do que o do grupo ES, conforme observado nas Figuras 9,10 e 15.

Em uma das amostras desse grupo, em que houve resistência para assentar o pilar antes de realizar o aperto, apesar de, no aspecto visual, não haver sinal algum de comprometimento das margens, as fotomicrografias revelaram fratura na margem dos pilares, além de irregularidades que ultrapassavam a plataforma do implante (Figura 12) e a presença de trincas (Figura 13). A análise das imagens sugere defeito na fabricação do pilar, mas não pode ser descartada a hipótese de as fraturas terem sido provocadas por tensões nessas áreas, devido a um contato mais forte. Esse dado é importante pelo fato de trincas e fraturas em cerâmicas se propagarem, diminuindo a resistência dos pilares, o que pode levá-los mais facilmente à fratura. Dessa maneira, estudos com maior amostragem, que possam avaliar a qualidade desses pilares quanto ao seu processo de fabricação (padronização), são importantes, no intuito de se dirimirem tais dúvidas. Assegurada a qualidade do pilar quanto à sua padronização no processo de fabricação, a

presença de trincas e dificuldades de assentamento estariam atribuídas aos implantes.

Embora não exista ainda um consenso na literatura no que diz respeito aos níveis ideais de adaptação entre os elementos constituintes de uma prótese sobre implantes, o controle do desajuste marginal entre pilar e implantes é importante para evitar o aparecimento de falhas mecânicas e biológicas e para garantir a manutenção da osseointegração. No entanto, a desadaptação não atua de forma isolada, já que a liberdade de rotação entre o hexágono interno dos pilares e o hexágono externo dos implantes e a quantidade de pré-carga remanescente após um determinado torque também contribuem para o afrouxamento precoce dos parafusos de retenção. Tendo em vista os benefícios da utilização dos pilares ProCera, mais estudos que utilizem o intercâmbio desses pilares em diferentes sistemas de implantes devem ser elaborados, no intuito de se avaliarem a perda de pré-carga, a liberdade rotacional, bem como a distribuição de tensões frente a cargas mastigatórias.

7. CONCLUSÃO

Nas condições experimentais em que foi realizado o presente estudo sobre a desadaptação marginal na interface entre implante e pilar de pilares cerâmicos personalizados Procera, parafusados aos sistemas de implantes SIN e Conexão, tidos como compatíveis com o sistema Branemärk, pode-se afirmar, de acordo com os resultados obtidos:

1. A combinação entre pilares e implantes que são produzidos por fabricantes distintos resultou em extensas áreas de contato alternadas com níveis mais elevados de desajustes e com diferenças estatisticamente significativas em relação ao grupo de controle.

2- Componentes e implantes produzidos pelo mesmo fabricante, tal como Procera e Nobel Biocare, possivelmente, apresentaram desadaptações menos intensas e ausência de áreas de contato prematuras.

REFERÊNCIAS

1-ABOYOUSSEF, H.; WEINER, S.; EHRENBERG, D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. **J Prosthet Dent**, v. 83, n.4, p.450-455, abr. 2000.

2-ALBREKTSSON, T. et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. **J. Periodontol.** maio, p.287-96, 1988.

3-ALKAN, I.; SERTGÖZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **J Prosthet Dent**, v. 91, n.4, p.319-25, abr. 2004.

4-BECKER, W.; BECKER, B. E. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. **J Prosthet Dent**, v. 74, p.51-55, 1995.

5-BIANCO, G. et al. Osseointegrated implant for single tooth replacement: A retrospective multicenter study on routine use in private practice. **Clin Implant Dent Relat Res**, v.2, p. 152-158, 2000.

6-BICKFORD, J. H. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Decker Inc; 1981.

7-BINON, P. P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. **Int. J. Prosthodontic**, v. 8, p. 162-78, 1995.

8-BINON, P. P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J Prosthet Dent**, v.79, n.4, p. 430-432, abr. 1998.

9-BINON, P. P. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. **Implant Dent**, v. 5, p. 235-48, 1996.

10-BINON, P. P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodontic**, v. 9, p. 149-60, 1996.

11-BINON, P. P. et al. The role of screws in implant systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.9 (Suppl), p.58-63, 1994.

12-BINON, P. P.; MCHUGH, M. J. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodontic**, v. 9, p. 511-190, 1996.

13-BOTTINO, M.A. et al. Analysis of implant/abutment marginal fitting. **Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos**, v.4, n.2, p.12-19, maio/ago. 2001.

14-BRACKETT, M. G. et al. In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. **Dent Mater**, v.24, n.4, p. 450-456, abr. 2008.

15-BRÄNEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. **Prótesis tejido integradas: la osseointegración en la odontología clínica**. Berlín: Quintessenz, 1987. 350p.

16-BROGGINI, M. et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. **J Den Res**, v.82, n.3, p. 232-37, nov. 2003.

17-BURGUETE, R. L. et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent**, v. 71, p.592-599, 1994.

18-BUTZ, F. et al. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. **J Oral Rehab**, v. 32, p.838-843, fev. 2005.

19-BYRNE, D. et al. The fit of cast and premachined implant abutments. **J Prosthet Dent**, v. 80, n.2, p.184-92, ago. 1998.

20-BYRNE, D. et al. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implants assemblies. **J Prosthodontics**, v.15, n.3, p. 164-71, Maio. 2006.

- 21-CALLAN, D. P. ; COBB, C. M.;WILLIAMS, K. B. DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface: A preliminary study. **J Periodontol**, v.76, n.1, p.115-20, jan. 2005.
- 22-CAMERON, S. M. Et al. Radiographic verification of implant abutment seating. **J Prosthet Dent**, v. 79, n.3, p.298-303, mar., 1998.
- 23-CARDAROPOLI, G.; LEKHOLM, U.; WENNSTRÖM, J. L. Tissue alterations at implant-supported single-tooth replacements: A 1-year prospective clinical study. **Clin Oral Implant Res**, v.17, p. 165-171, 2006.
- 24-CARLSSON, B.; CARLSSON, G. E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.1, p.90-4, jan./feb. 1994.
- 25-CARVALHO, M. C. A. et al. avaliação microscópica entre os pilares Gold UCLA à plataforma do implante e UCLA de teflon fundidos em titânio e liga de níquel-cromo-titânio. Estudo in vitro. **Revista Brasileira de Cirurgia e Implantodontia**, Curitiba, v.9, n.34, p.105 -110, abr./jun. 2002.
- 26-CAVAZOS, E.; BELL, F. A. Preventing loosening of implant abutment screws. **J Prosthet Dent**, v. 76, p.566-569, 1996.
- 27-CIBIRKA, R. et al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J Prosthet Dent**, v. 85, p.268-75, 2001.
- 28-COELHO, A. L. et al. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. **J Oral Rehab**, v. 34, n.7, p.508-516, out. 2006.
- 29-COSTA, E. M. V.; HOÇOYA, L. S.; BOTTINO, M. A. The fitness of copings constructed over UCLA abutments and the implant, constructed by different techniques: Casting and casting with laser welding. **J Appl Oral Sci**, v.12, n.4, p. 349-354, jun. 2004.

30-COVANI, U.; MARCONCINI, S.; CRESPI, R.; BARONE, A. Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. **Implant Dent**, v.15, n.3, p. 298-304, 2006.

31-ENGLISH, C. E. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. **Implant Dent**, n.1, p. 273-282, 2004.

32-GOLL, G. E. Production of accurately fitting full arch implant frameworks: part I-clinical procedures. **J. Prosthet. Dent.**, v.66, n.3, p. 377-84, sep. 1991.

33-GRATTON, D. G.; AQUILINO, S. A.; STANFORD, C. M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J. Prosthet. Dent.**, v.85, n.1, p. 47-52, jan. 2001.

34-GROSS, M. et al. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: comparative study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.14, n.1, p.94-100, 1999.

35-HECKER, D. M.; ECKERT, S. E. Cyclic loading of implant-supported prosthesis: Changes in component fit over time. **J. Prosthet. Dent.**, v.89, n.4, p. 346-51, abr. 2003.

36-HECKER, D. M.; ECKERT, S. E.; CHOI, Y. G. Cyclic loading of implant-supported prosthesis: Comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. **J. Prosthet. Dent.**, v.95, n.1, p. 26-32, jan. 2006.

37-HERMANN, J. S. et al. 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**, v.72, n.10, p.1372-1383, out. 2001.

38-HERMANN, J. S. et al. Biologic width around one and two piece titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. **Clin Oral Implant Res**, v.12, p. 559-571, 2001.

39-ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A. The effect of superstructure fit and loading on individual implant units: part I. The effects of tightening the gold screws and placement of superstructure with varying degrees of fit. **Eur. J. Prosthodontic Rest. Dent.**, v.3, n.6, p.247 -53, 1995.

40-JANSEN et al. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.12, n.4, p.527-40, 1997.

41-JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.11, n.5, p. 620-25, 1996.

42-JEMT, T.; LEKHOLM U.; GRÖNDAHL, K. 3 year follow-up study of early single implant restorations ad modum Bränemark. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v.10, p.340-349, 1990.

43-JEMT, T.; LINDÉN, L.; LEKHOLM U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prosthesis supported by Bränemark implants: From prosthetic treatment to first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.7, p. 40-44, 1992.

44-JORNÉUS, L. et al. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.7, p. 353-359, 1992.

45-JUNG, R. E. et al. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. **Clin Oral Implant Res**, v.19, p. 119-130, 2008.

46-KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screw frequently occur in full arch fixed prosthesis supported by osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 9, n.2, p. 169-78, 1994.

47-KANO, S. C. et al. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-Type abutments. **J Prosthodontics**, v.15, n.2, p. 77-81, abr. 2006.

48-KHRAISAT, A. et al. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. **J. Prosthet. Dent.**, v.91, n.4, p. 326-334, abr. 2004.

49-KING, G. N. et al. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged implants: A radiographic study in the canine mandible. **J Periodontol**, v.73, n.10, p.1111-1117, out. 2002.

50-KUCEY, B. K. S.; FRASER, D. C. The Procera abutment – The fifth generation abutment for dental implants. **J Can Dent Association**, v. 66, n.8, p 445-449, set. 2000.

51-KUNAVISARUT, C. et al. Finite element analysis on dental implant-supported prosthesis without passive fit. **J Prosthodontics**, v.11, n.1, p. 30-40, mar. 2002.

52-LANG, L. A.; WANG, R. F.; MAY, K. B. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. **J Prosthet Dent**, v.87, n.1, p. 74-79, jan. 2002.

53-LANG, L. A. et al. Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.18, n.5, p.652-58, 2003.

54-LOURENÇO, S. V.; MORANO, M. J.; DARUGE, E. J. Complicações cirúrgicas e protéticas em implantodontia. **Rev Odonto Ciênc**, v.22, n.58, p. 352-358. out-dez. 2007.

55-MARKARIAN, R. A. et al. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: A photoelastic analysis. **J Prosthodontics**, v.16, n.2, p. 117-122, mar. 2007.

56-MARTIN, W. C. et al. Implant abutment screw rotations and preload for four different screw materials and surfaces. **J Prosthet Dent**, v.86, n.1, p. 24-32, jul. 2001.

57-McGLUMPHY, E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J. A. Implant screws mechanics. **Dent. Clin. N. Amer.**, v.42, n. 1, p. 71-89, jan. 1998.

58-MEYER, K. R. M. et al. Avaliação da compatibilidade entre implante e intermediário em quatro sistemas de implantes. **Rev. Fac. Odontol. Univ. Passo Fundo**. V.8, n.2, p. 85-89, jul-dez. 2003.

59-MILLINGTON, N. D.; LEUNG, T. Stress on an implant superstructure in relation to its accuracy of fit. **J. Dent. Res**, v.71, p. 529, 1992. Abstract n. 108.

60-NEBOT, X. V. et al. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. **Implant Dent**, v.15, n.3, p. 313-317, 2006.

61-PALMER, R. M.; PALMER, P.J.; SMITH, B. J. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. **Clin Oral Implant Res**, v.11, p. 179-182, 2000.

62-PARK, S. H.; WANG, H. L. Implant reversible complications: Classification and treatments. **Implant Dent**, v. 14, n.3, p. 211-220, 2005.

63-PATTERSON, E. A.; JOHNS, R. B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.7, n.1, p.26-34, 1992.

64-PIATTELLI, A. et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. **J Periodontol**, v.72, n.9, p.1146-1150, set. 2001.

65-PIATTELLI, A. et al. Role of the microgap between implant and abutment: A retrospective histologic evaluation in monkeys. **J Periodontol**, v.74, p.346-352, 2003.

66-PIERMATTI, J. an *in vitro* analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. **Implant Dent**, v. 15, n.4, p. 427-432, 2006.

67-QUIRYNEN, M.; STEENBERGHE, D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants: an in vivo study. **Clin. Oral Implant. Res.** v.4, n.3, p. 158-61, 1993.

68-QUIRYNEN, M.; BOLLEN, C. M.; EYSSEN, H. Microbial penetration along the implant components of Brånemark system. **Clin. Oral Implant. Res.**, v.5, n.4, p. 239-44, 1994.

69-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**, v.72, n.12, p.1652-1657, dez. 2001.

70-ROMANOS, G. et al. Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants. **J Periodontol**, v.72, p.506-511, 2001.

71-SARTORI, I. A. M.; FRANCISCHONE, C. E. Análise comparativa da interface intermediário/cilindro protético. **Rev Bras Odontol**, v. 57, n.6, p. 367-371, nov-dez. 2000.

72-SILVA, F. G. O. et al. Avaliação do desajuste de intermediários nacionais sobre o implante padrão Brånemark. **Implant News**, v.4, n.2, p. 183-189, mar/abr. 2007.

73-SIMAMOTO JÚNIOR, P. C. et al. Desajuste vertical antes e após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. **Cienc odontol Bras**, v.8, n1, p. 39-46, Jan/Mar 2005.

74-SIMON, R. L. Single implant-supported molar and premolar crowns: A ten year retrospective clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, v.90, n.6, p. 517-521, dez. 2003.

75-SORENSEN, J. A.; AVERA, S. P.; TOMAS, C. Comparison of interface fidelity of implant systems. **J. Dent. Res.**, v.70, n.3, p.540, mar. 1991. Abstract n. 2191.

76-TAHER, N. M.; JABAB, A. S. Galvanic corrosion behavior of implant suprastructure dental alloys. **Dent Mater**, v.19, n.1, p. 54-59, jan. 2003.

77-TARNOW, D. P. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. . **J Periodontol**, v.71, n.12, p.546-549, 2000.

78-TZENAKIS, G. K. et al. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. **J Prosthet Dent**, v.88, n.2, p. 183-191, ago. 2002.

79-VIGOLO, P. et al. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i UCLA- type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. **J Prosthet Dent**, v.84, n.5, p. 548-53, nov. 2000.

80-VIGOLO, P. et al. An in vitro evaluation of ZiReal abutment with hexagonal connection: In original state and following abutment preparation. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.20, n.1, p.108-114, 2005.

81-VIGOLO, P. et al. An in vitro evaluation of titanium, zirconia and alumina Procera abutments with hexagonal connection. . **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.21, n.4, p.575-580, 2006.

82-WASKEWICZ, G. A.; OSTROWSKI, J. S.; PARKS, V. J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached of osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants** , v.8, n.1, p.19-31, 1993.

83-WEISS, E. I.; KOZAK, D.; GROSS, M. D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. **J Prosthet Dent**, v.84, n.2, p. 194-199, ago. 2000.

84-YOUSEF, H. et al. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: A preliminary analysis. **Implant Dent**, v. 14, n.4 p. 378-382, 2005.

ANEXOS

Anexo 1 – Questionário elaborado para entrevista com profissionais que atuam na área de implantes dentários.

1. Há quantos anos trabalha com implantes?

- Menos de 2 anos.
- Entre 2 e 5 anos.
- Mais de 5 anos.

2. Que sistema de implantes você utiliza com maior frequência?

- Nobel
- SIN
- Neodent
- 3i
- ITI- Straumann
- Conexão
- Ankylos
- Outro: _____

3. Em relação ao componente protético (pilar e cilindro):

- Utiliza sempre componentes do mesmo fabricante dos implantes.
- Já utilizou componentes de fabricantes diferentes, mas dá preferência ao mesmo.
- Utiliza sem restrição componentes de fabricantes diferentes dos implantes.

4. Já utilizou o pilar Procera? Sobre que sistemas de implantes utilizou esse pilar?

5. Que critérios utiliza na escolha de um sistema?

- Qualidade
- Custo
- Facilidade
- Logística (acesso fácil)
- Outro: _____

6- Qual das complicações abaixo já enfrentou em sua rotina clínica?

- Afrouxamento de parafusos
- Fratura de parafusos
- Fratura do implante
- Fratura do pilar
- Outras: _____

Anexo 2 – Valores de desadaptação marginal nos diferentes grupos de estudo.

	M1	C1	D1	M2	C2	D2	Média
SIN							
1,00	0,00	20,70	0,00	9,45	16,70	7,63	9,08
2,00	7,58	9,74	5,41	10,85	19,18	8,75	10,25
3,00	6,82	11,19	5,70	9,74	13,19	8,66	9,21
4,00	6,77	18,36	6,36	6,49	13,26	6,42	9,61
CONEXÃO							
1,00	14,45	31,00	8,35	6,17	13,43	8,23	13,60
2,00	8,66	11,00	9,74	6,50	9,38	8,32	8,93
3,00	10,53	12,49	9,89	10,15	13,43	7,89	10,73
4,00	7,68	18,40	8,71	5,89	10,53	5,78	9,54
NOBEL							
1,00	3,63	5,08	3,99	6,17	6,89	6,17	5,32
2,00	6,80	5,80	6,50	5,44	6,25	6,53	6,22
3,00	5,08	6,35	5,80	5,40	6,16	5,77	5,76
4,00	5,00	6,89	4,38	6,13	3,75	6,86	5,50

Anexo 3 – Resultados da análise estatística – Teste de ANOVA

Varição	Grau de Liberdade	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F	P
Entre Grupos	2	53,55	26,78	15,74	0,001
Dentro dos Grupos	9	15,31	1,7		
Total	11	68,86			