

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Daher Antonio Queiroz

**INFLUÊNCIA DO MÉTODO DE CONFECÇÃO DE PILARES
DE ZIRCÔNIA E METÁLICOS ANTES E APÓS CICLAGEM
MECÂNICA NA AVALIAÇÃO DA INTERFACE
IMPLANTE/PILAR**

Taubaté - SP
2011

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Daher Antonio Queiroz

**INFLUÊNCIA DO MÉTODO DE CONFECÇÃO DE PILARES
DE ZIRCÔNIA E METÁLICOS ANTES E APÓS CICLAGEM
MECÂNICA NA AVALIAÇÃO DA INTERFACE
IMPLANTE/PILAR**

Tese apresentada para obtenção do Título de
Doutor pelo Programa de Pós-graduação em
Odontologia do Departamento de Odontologia
da Universidade de Taubaté.

Orientador: Profa. Dra. Laís Regiane da Silva
Concílio

Taubaté - SP
2011

**Ficha catalográfica elaborada pelo
SIBi – Sistema Integrado de Bibliotecas / UNITAU**

Q384i Queiroz, Daher Antonio
Influência do método de confecção de pilares de zircônia e metálicos antes e após ciclagem mecânica na avaliação da interface implante/pilar / Daher Antonio Queiroz. - 2011.
79f.: il.

Tese (doutorado) - Universidade de Taubaté, Programa de Pós-graduação em Odontologia, 2011.
Orientação: Profa. Dra. Laís Regiane da Silva Concílio, Departamento de Odontologia.

1. Zircônia. 2. Interface. 3. Pilar protético. 4. Ciclagem mecânica.
I. Título.

DAHER ANTONIO QUEIROZ

Data: _____

Resultado: _____

BANCA EXAMINADORA

Prof^a. Dr^a. Laís Regiane da Silva Concílio – UNITAU

Assinatura: _____

Prof^a. Dr^a. Ana Christina Claro Neves - UNITAU

Assinatura: _____

Prof. Dr. William Cunha Brandt - UNITAU

Assinatura: _____

Prof. Dr. Luis Alberto Plácido Penna - Universidade Metropolitana de Santos

Assinatura: _____

Prof. Dr. Luiz Gustavo Dias Daroz - UFES

Assinatura: _____

À Deus,

Ao meu pai João Luiz, à minha mãe Mathildes e à minha esposa Janaína.

AGRADECIMENTOS

À Universidade de Taubaté e Unicamp pela disponibilidade de seus laboratórios para realização deste trabalho.

À Profa. Dra. Laís Regiane da Silva Concílio, pela orientação, dedicação, desprendimento durante todo o trabalho e por todo o conhecimento que me foi passado.

Aos colegas professores da Faculdade de Odontologia da ESFA, pelo extraordinário apoio pessoal durante todo o curso de Doutorado.

À Profa. Dra. Ana Christina Claro Neves, pela coordenação e confiança passada durante todo o curso.

Aos amigos da turma do Doutorado pelo companheirismo, alegria e pelos momentos inesquecíveis vividos em Taubaté.

Ao meu orientador do Mestrado, Prof. Wilson Abrão Saad, o qual me passou muitos conhecimentos e foi grande incentivador para a realização do Doutorado.

A empresa Neodent, que cedeu grande parte do material utilizado nesta pesquisa.

Ao técnico de prótese dentária e amigo Vinícius Vasconcellos, que teve grande participação neste trabalho.

Ao Laboratório de prótese dentária Malcate, em especial ao Gesiene Malcate, o qual foi responsável pela confecção e fornecimento das estruturas Zirkozahn.

Queiroz DA. Influência do método de confecção de pilares de zircônia e metálicos antes e após ciclagem mecânica na avaliação da interface implante/pilar. [Tese de doutorado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2011. 79p.

RESUMO

Objetivos: O presente estudo avaliou e comparou os diferentes tipos de pilares protéticos em relação ao desajuste cervical vertical pilar/implante quanto ao tipo de material utilizado em sua confecção, respectivamente, níquel-cromo-titânio e zircônia; ao tipo de pilar calcinável utilizado, respectivamente, UCLA pré-calcinável com cinta metálica pré-fabricada e UCLA totalmente calcinável plástica; antes e após ciclagem mecânica com carga de 300N (30Kgf) e frequência de 9Hz de acordo com a ISO-14801 simulando um ano em função mastigatória (um milhão de ciclos), e observou o parafuso protético quanto ao destorque após a ciclagem mecânica.

Métodos: Quarenta implantes, hexágono externo, com plataforma regular 4,1mm foram divididos em quatro grupos de acordo com o pilar protético testados: grupo Metálico (M)- UCLA pré-calcinável fundido em níquel-cromo-titânio; grupo Plástico (P)- UCLA totalmente calcinável fundido em níquel-cromo-titânio; grupo Zirkozahn (Z)- UCLA totalmente calcinável produzido em zircônia (Zirkozahn); grupo Neodent (N)- UCLA totalmente calcinável produzido em zircônia (NeoShape/Neodent). Dez amostras de cada grupo foram confeccionadas para obtenção de intermediários protéticos em forma de pré-molar. Os intermediários foram fixados aos implantes com torque de 20Ncm para posterior verificação da desadaptação cervical vertical entre o implante e os pilares em quatro posições pré-estabelecidas. Após as amostras terem sido submetidas a um milhão de ciclos mecânicos, as interfaces foram novamente mensuradas, assim como o desaperto dos parafusos. Para a comparação dos valores obtidos, utilizou-se o teste de Kruskal-Wallis, Wilcoxon e teste t pareado com nível de significância de 5%. Para a correlação entre os fatores estudados, os resultados foram submetidos ao teste de correlação de Spearman.

Resultados: Os grupos Plástico (37 μ m) e Metálico (35 μ m) foram diferentes estatisticamente em relação ao desajuste vertical antes da ciclagem mecânica dos grupos Zirkozahn (4 μ m) e Neodent (2 μ m). Após o ensaio de ciclagem mecânica, todos os grupos apresentaram diferença estatística significativa em relação ao tempo inicial, ou seja, Plástico (58 μ m) foi diferente estatisticamente de Metálico (41 μ m), Zirkozahn (4 μ m) e Neodent (2 μ m), assim como Metálico foi diferente estatisticamente de Zirkozahn e Neodent, enquanto esses dois últimos não obtiveram diferenças estatísticas entre si. Quanto a correlação do destorque dos parafusos protéticos e interfaces pilar/implante, foi utilizado coeficiente de correlação não-paramétrico de Spearman, e não foi verificada diferença significativa entre os fatores estudados. **Conclusões:** As interfaces pilar/implante foram menores nos grupos Zirkozahn e Neodent antes e após ciclagem mecânica quando comparadas com os grupos Plástico e Metálico. Houve perda de torque após carga cíclica em todos os grupos, contudo não é possível afirmar que um maior valor de interface pilar/implante esteja correlacionado com o desaperto do parafuso.

Palavras-chave: Zircônio; Interface; Pilar protético; Ciclagem mecânica.

Queiroz DA. The influence of metal and zirconia abutments before and after mechanical cycling in the evaluation of the interface implant / abutment. [Tese de doutorado]. Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia, 2011. 79p.

ABSTRACT

Objectives: This study evaluated and compared different types of prosthetic abutments in relation to the vertical cervical misfit abutment/implant of the type of material used in its making, respectively, nickel-chromium-titanium and zirconia, the type of abutment used burnout, respectively, UCLA pre-burn-metal band with pre-fabricated and completely burnout UCLA plastic, before and after mechanical cycling with a load of 300N (30Kgf) and frequency of 9Hz according to ISO-14801 simulating chewing in one year (one million cycles) and observed the prosthetic screw destorque after mechanical cycling. **Methods:** Forty implants, external hexagon, with 4.1mm regular platform were divided into four groups according to the prosthetic abutment tested: Group Metal (M) - UCLA pre-burn-cast nickel-chromium-titanium, Plastic group (P) - UCLA burnout completely cast in nickel-chromium-titanium, Zirkonzahn group (Z) - UCLA burnout totally produced in zirconia (Zirkonzahn) and Neodent group (N) - UCLA burnout totally produced in zirconia (NeoShape / Neodent). Ten samples of each group were made to obtain intermediate-shaped prosthetic premolar. Intermediaries were fixed to the implants with a torque of 20Ncm for later verification of vertical cervical misfit between the implant and pillars at four predetermined positions. After the samples have been subjected to one million cycles of mechanical interfaces were again measured, as well as loosening the screws. To compare the values obtained, it were used the Kruskal-Wallis, Wilcoxon and paired t test with significance level of 5%. For the correlation between the factors studied, the results were tested using the Spearman correlation. **Results:** The groups Plastic (37 μ m) and Metal (35 μ m) were statistically different in relation to the vertical misfit before mechanical cycling of the groups Zirkonzahn (4 μ m) and Neodent (2 μ m). After the mechanical cycling test, all groups showed a statistically significant difference compared to the initial time, Plastic (58 μ m) was statistically different from Metal (41 μ m), Zirkonzahn (4 μ m) and Neodent (2 μ m), and M was statistically different from Zirkonzahn and Neodent, while the latter two groups did not achieve statistical differences between them. The correlation of destorque screws and prosthetic pillar interfaces/implant, the correlation coefficient was used nonparametric Spearman, and was not significant difference between the studied factors. **Conclusions:** The interfaces abutment/implant were lower in groups Zirkonzahn and Neodent before and after mechanical cycling when compared with groups Plastic and Metal. There was loss of torque after cyclic loading in all groups, but it is not possible to say that a higher value interface abutment/implant is correlated with loosening of the screw.

Keywords: Zirconium; Interface; Implant abutment; Mechanical cycling.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Distribuição dos grupos experimentais	37
Figura 2 - Tubos de PVC cortados em torno de precisão e superfícies aplainadas	38
Figura 3 - Implante acoplado à haste vertical do delineador e inclusão do implante em resina acrílica	39
Figura 4 - A) UCLA totalmente plástica e pré-calcinável com cinta metálica; B) Padrão em resina acrílica parafusada sobre o análogo	40
Figura 5 - Confeção da matriz para padronização das amostras (A-silicone e B-gesso)	40
Figura 6 - Pilar UCLA parafusado ao análogo fixado em gesso (A) e espaço preenchido com resina acrílica autopolimerizável (B)	41
Figura 7 - Padrões em resina duplicados	41
Figura 8 - Coroa fundida em liga de Ni-Cr-Ti (A) e em zircônia (B)	43
Figura 9 - Imagem obtida do software Zirkonzahn	44
Figura 10 - Imagem obtida do software do NeoShape-Neodent	44
Figura 11 - Peça em zircônia antes(esquerda) e após(direita) a sinterização	45
Figura 12 - Amostra demarcada com alta-rotação e broca esférica 1/2	46
Figura 13 - Conjunto fixado em morsa com haste apoiada sobre a área desgastada na matriz	47
Figura 14 - Torquímetro analógico (A) e Ponteiro para registro do torque (B)	47
Figura 15 - Imagem microscópica da interface implante/pilar protético	48
Figura 16 - Equipamento para ensaio de ciclagem mecânica	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Estatísticas descritivas das mensurações em cada momento segundo os grupos avaliados	51
Tabela 2 – Resultados do teste de normalidade Shapiro-Wilk (p-valores)	52
Tabela 3 – Resultados do teste de Dunn	52
Tabela 4 – Resultados dos testes de comparação entre os momentos (valores em micrometros)	53
Tabela 5 – Medianas do Destorque e grupos semelhantes (Ncm)	54
Tabela 6 – Medianas das Interfaces Pilar/implante e grupos semelhantes (valores em micrometros)	54
Tabela 7 – Resultados da correlação entre a Interface Pilar/Implante e Destorque em cada grupo	55

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 INTERFACE IMPLANTE/PILAR PROTÉTICO	13
2.2 COMPLICAÇÕES	20
2.3 CICLAGEM MECÂNICA	23
2.4 PRÉ-CARGA, TORQUE E DESTORQUE	26
2.5 PILARES DE ZIRCÔNIA E SISTEMA CAD/CAM	30
3 PROPOSIÇÃO	35
4 MATERIAL E MÉTODO	36
4.1 CÁLCULO AMOSTRAL	36
4.2 GRUPOS EXPERIMENTAIS	36
4.3 FIXAÇÃO DOS IMPLANTES EM RESINA ACRÍLICA	37
4.4 PADRONIZAÇÃO E OBTENÇÃO DA PARTE CORONÁRIA	39
4.5 FUNDIÇÃO DOS PADRÕES EM NÍQUEL-CROMO-TITÂNIO E SINTÉRIZAÇÃO DOS PADRÕES EM ZIRCÔNIA	42
4.6 IDENTIFICAÇÃO DAS AMOSTRAS E DOS PONTOS DE ANÁLISE	45
4.7 APLICAÇÃO DO TORQUE	46
4.8 ANÁLISE E MENSURAÇÃO INICIAL DA INTERFACE PILAR/IMPLANTE	47
4.9 ENSAIO MECÂNICO	48
4.10 ANÁLISE E MENSURAÇÃO FINAL DA INTERFACE PILAR/IMPLANTE	49
4.11 AVALIAÇÃO DO DESTORQUE	50
4.12 ANÁLISE ESTATÍSTICA	50
5 RESULTADOS	51
6 DISCUSSÃO	56
7 CONCLUSÃO	69
REFERÊNCIAS	70

1 INTRODUÇÃO

Após diversos períodos de estudo e comprovação científica e clínica, os implantes dentários se tornaram uma realidade dentro da Odontologia. Os estudos de Per-Igvar Brånemark revolucionaram a Implantodontia ao introduzirem o conceito de osseointegração, e estabelecerem um protocolo cirúrgico e protético que permitiu alcançar altos índices de sucesso (Adell et al., 1981; Van Steenberghe et al., 1990), consolidando os tratamentos com implantes dentários com grande previsibilidade, favorecendo desde pacientes totalmente desdentados até aqueles com perda de apenas um elemento, permitindo dessa forma, recuperar a função, estética, conforto e fonação (Avivi-Arber & Zarb, 1996; Balshi et al., 1996; Johnson & Persson, 2000; Ricci et al., 2004).

A reposição de dentes unitários sobre implante envolve conexões feitas de diversos materiais proporcionando previsibilidade nesse tipo de tratamento (McMillan et al., 1998; Wannfors & Smedberg, 1999; Schwartz-Arad et al., 1999). Uma destas conexões é o intermediário protético, também conhecido como pilar ou *abutment*. A adaptação deste componente protético ao implante tem sido associada à qualidade e à longevidade dos trabalhos sobre implantes, sendo observados menores níveis de tensões sobre o complexo prótese/pilar/implante, quanto mais adaptada estiver a peça. A desadaptação entre o sistema prótese-implante-osso ainda é um ponto bastante discutido e estudado dentro da implantodontia, pois se sabe que a adaptação passiva, ocorre, teoricamente, quando a prótese não induz tensão sobre os implantes que a suportam e ao osso circundante na ausência de uma carga externa (Skalak, 1983; Sahin & Cehreli, 2001). Entretanto esta não é a realidade

clínica encontrada e muitas vezes devido a desadaptação existente, outras complicações biomecânicas do conjunto podem ocorrer (Patterson & Johns, 1992; Sakagushi & Borgersen, 1993; Taylor, 1998; Binon, 2000).

As várias etapas da confecção de uma prótese podem contribuir para a desadaptação entre as peças protéticas sobre os implantes. Os procedimentos de moldagem, confecção do modelo mestre, as características do enceramento, a confecção da infraestrutura e a fabricação final das mesmas podem levar a inúmeras distorções (Byrne et al., 1998; Sahin & Cehreli, 2001). Considerando que essa interface geralmente localiza-se subgingivalmente, é local propício para acúmulo bacteriano, particularmente em pacientes com higiene oral inadequada (Jemt & Lie, 1995) levando a inflamação tecidual perimplantar (Lewis et al., 1988; Hermann et al., 2001) e interferindo no sucesso a longo prazo dos implantes dentários.

No intuito de assegurar melhor adaptação e passividade final da peça protética, várias alternativas vêm sendo utilizadas pela indústria de componentes de implantes a fim de minimizar o desajuste e garantir estruturas com índices de assentamento passivo. Nesta linha foram lançados os componentes pré-fabricados, como, por exemplo, os cilindros de titânio, ouro e cobalto-cromo (Carr et al., 1996; Kano et al., 2004), bem como os componentes pré-calcináveis.

A exigência estética atual da sociedade trouxe para a odontologia uma crescente busca pela excelência de manter a perfeição encontrada na natureza humana. Em 1994, foi fabricado o primeiro intermediário cerâmico de óxido de alumina (Cer-Adapt; Nobel Biocare). Contudo, alguns problemas em relação a esta conexão foram observados, como radioluscência e baixa resistência a fratura (Anderson et al., 2001; Henriksson & Jemt, 2003; Anderson et al., 2003). A possível solução foram os intermediários de zircônia, que são compostos por uma cerâmica

de óxido de zircônia altamente resistente estabilizado por ítrio, um material radiopaco com características biocompatíveis documentadas (Ichigawa et al., 1992; Filser et al., 2001; Gehrke & Kielhorn, 2004).

Dessa forma, essas conexões de zircônia promoveram novas possibilidades restauradoras em áreas estéticas, aliadas a áreas que recebem maior carga mastigatória e que necessitam de maior resistência, promovendo para este material uma ampla utilização como alternativa às infraestruturas protéticas metálicas (Sadoun & Perelmuter, 1997; Yildirim et al., 2000).

Esses pilares protéticos geralmente são confeccionados com a ajuda da tecnologia CAD/CAM - Computer-Aided-Design/Computer-Assisted Machining (Anderson et al., 1989; Karlsson, 1993; Anderson et al., 1996; Suttor, 2004), sendo escaneados e produzidos tanto em ligas metálicas, como também em materiais livres de metal como alumina e zircônia. Devido ao sucesso deste sistema, que busca unir resistência e estética, várias empresas com metodologia semelhante vêm atuando neste segmento, possibilitando uma forma mais acessível de incluir este tipo de procedimento na reabilitação oral.

Diante do exposto, esse trabalho se mostra oportuno, visto que analisou a interface formada pelo pilar protético e o implante, utilizando pilares confeccionados em óxido de zircônia estabilizado por ítrio e liga metálica de níquel-cromo-titânio, utilizando componentes pré e totalmente calcináveis, e o seu comportamento após simulação de carga cíclica. Além disso, observou os valores de destorque dos parafusos protéticos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 INTERFACE IMPLANTE/PILAR PROTÉTICO

Kano (1995) avaliou o desajuste vertical de infra-estruturas fundidas a partir do cilindro protético calcinável (3i) e compararam com os cilindros de ouro da empresa Nobelpharma. Os cilindros plásticos foram fundidos utilizando diferentes tipos de ligas e não foram submetidos a nenhum tipo de acabamento ou polimento. A análise do desajuste vertical foi feita em microscópio óptico na interface intermediário/cilindro protético, sendo utilizados parafusos de ouro e torque de 10Ncm. Os resultados obtidos foram 117 μ m para o cilindro de ouro Nobelpharma; 132 μ m para as fundições em Pors-on 4; 135 μ m para o cilindro calcinável antes da fundição; 156 μ m para fundição em NiCr e 224 μ m para a fundição com a liga Palliag M. Os autores concluíram que todos os grupos que utilizaram cilindros plásticos demonstraram grande influência na adaptação final do componente protético com o implante, independente do material utilizado.

Jemt & Book (1996) realizaram um estudo visando correlacionar estatisticamente as medidas in vivo da desadaptação de próteses fundidas em liga de ouro sobre implantes e mudanças no nível ósseo marginal em implantes instalados em maxilas edêntulas. Dois grupos de sete pacientes foram acompanhados, sendo um grupo acompanhado prospectivamente por um ano e outro retrospectivamente por quatro anos. As medidas da desadaptação da prótese foram feitas por meio de fotogrametria tridimensional, enquanto os níveis ósseos

foram medidos por radiografias intra-orais padronizadas. Os resultados mostraram que nenhuma das próteses apresentava uma adaptação completamente passiva ao implante. Além disso, distorções similares da prótese foram encontradas nos dois grupos, indicando que os implantes apresentavam-se estáveis, mesmo após alguns anos em função. Nenhuma correlação estatística entre as mudanças nos níveis de osso marginal e diferentes parâmetros de desadaptação protética foi observada nos dois grupos. Segundo esses autores, os resultados indicaram que certa tolerância biológica pode estar presente.

Binon (1996) avaliou a precisão da adaptação dos componentes de três sistemas de implante de hexágono externo. A desadaptação média entre as faces opostas dos hexágonos do implante e do pilar protético variou entre 2,685 e 2,700mm. A folga rotacional entre o pilar e o implante foi de 1,6 a 5,3 graus. Foram avaliados os sistemas Steri-Oss (Hexlock 3,8mm x 14mm), Lifecore (4,9mm x 13mm) e Calcitek (3,75mm x 13mm). Segundo o autor, os três sistemas avaliados demonstraram bom padrão de usinagem.

Byrne et al. (1998) avaliaram a adaptação de pilares pré-fabricados, fundidos e sobrefundidos utilizando dois parâmetros: interface pilar/implante e plataforma de assentamento do parafuso de retenção do pilar. Os pilares plásticos foram fundidos em liga de ouro-paládio, receberam acabamento com pasta diamantada, foram limpos em ultra-som e avaliados em microscopia com aumento de 100X. Os resultados mostraram valores variando de 36 e 86µm para desajuste vertical, sendo os valores mais altos verificados nos grupos fundidos. Os grupos que utilizaram pilares pré-fabricados e foram submetidos ao ciclo de porcelana apresentaram boa adaptação, evidenciando que o processo de aplicação de porcelana não interfere na adaptação dos componentes. Possivelmente, sejam a fundição e o acabamento das

superfícies os responsáveis pelo desajuste. Os autores concluíram que os pilares pré-fabricados são superiores em adaptação, e que os pilares calcináveis devido ao menor ajuste entre os componentes são mais susceptíveis a instabilidade mecânica e tendência ao desaperto dos parafusos.

Sartori & Francischone (2000) avaliaram a diferença da adaptação de próteses confeccionadas a partir de cilindros de ouro, sobrefundidas com diferentes ligas e obtidas a partir de matrizes plásticas. Sobre um implante de 3,75mm x 10mm foi adaptado um intermediário de cada marca e seu respectivo cilindro protético. As interfaces foram observadas e mensuradas através de um microscópio comparador (Mitutoyo Mgf. Co, Japan). Os componentes foram encerados de forma padronizada e identificados de acordo com a empresa a que pertenciam, sendo em seguida, fundidos pela técnica de cera perdida com três diferentes ligas: ouro, prata/paládio e níquel/cromo. Após resfriamento e desinclusão, foi observada a superfície interna dos componentes e as bolhas positivas removidas sem usinagem das peças, para que os resultados não fossem alterados. Em seguida, os parafusos receberam torque padronizado de 10Ncm e as interfaces foram novamente observadas e medidas. Os resultados mostraram que a magnitude das interfaces era diferente em cada componente testado, que os procedimentos laboratoriais induziram modificações em maior ou menor grau e que os cilindros pré-fabricados em ouro tinham melhor comportamento que os fundidos. Quanto ao tipo de liga utilizada na fundição, a ordem decrescente de comportamento foi a seguinte: ouro, prata/paládio e níquel/cromo para todos os componentes.

Piattelli et al. (2001) compararam a infiltração de fluidos e bactérias em dois diferentes sistemas de implantes, um com pilar protético retido por parafuso (SRA) e outro retido por cimento (CRA). A pesquisa foi realizada em três etapas: análise da

microscopia eletrônica de varredura, análise da penetração de fluidos e análise da penetração bacteriana. Na microscopia eletrônica de varredura, observou-se uma desadaptação de 2 a 7 μ m entre o implante e o pilar protético, no grupo SRA, enquanto no grupo CRA, a desadaptação foi de 7 μ m. Nesse grupo, no entanto, a fenda estava completamente preenchida pelo cimento. Foi também observada no grupo SRA a presença de corante na interface Implante/pilar protético e nas roscas internas dos implantes, o que não ocorreu no grupo CRA. Além disso, no grupo SRA foi observado a penetração bacteriana na interface Implante/Pilar protético, o que não ocorreu no grupo CRA. Dessa forma concluíram que espaços formados entre os componentes de implantes podem exercer uma influência negativa sobre as condições dos tecidos circunjacentes. A colonização bacteriana na porção interna de implantes osseointegrados devido à infiltração foi demonstrada em diversos sistemas.

King et al. (2002) demonstraram que a desadaptação entre o implante e o pilar protético influencia os níveis da crista óssea, e é possível que o tamanho da desadaptação e a subsequente invasão bacteriana da interface exerçam um importante efeito na saúde perimplantar. Sistemas de implantes que apresentam interface implante/pilar protético em sua configuração estarão associados com mudanças biológicas, independentemente do tamanho da desadaptação.

Joly & Lima (2003) avaliaram em microscopia eletrônica de varredura as características da superfície e da fenda existente entre os componentes de implantes de dois e um estágios. Nos implantes de dois estágios, os intermediários tipo esthetic-cone foram adaptados ao hexágono externo e travados com parafuso e torque de 20N/cm. Nos implantes de um estágio foram utilizados intermediários sólidos que foram travados e fixados por travamento friccional com torque de

30N/cm. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa na extensão da fenda entre os sistemas de um ou dois estágios. Contudo, independente do sistema, ocorreu formação de fenda entre os componentes dos implantes.

Mendonça et al. (2004) compararam o ajuste de seis sistemas de implantes quanto as tolerâncias de fabricação e a interface pilar protético/implante. Para as medidas do diâmetro da plataforma do hexágono do implante e da base dos pilares foi utilizado um microscópio ótico tridimensional com software de medição automática (Auto Map, USA), obtendo-se quatro medidas do diâmetro por amostra. Para análise da interface, foi instalado sobre cada implante um pilar da mesma empresa e aplicado torque de 20Ncm com um torquímetro eletrônico (Nobel Biocare). Um microscópio eletrônico de varredura (MEV – Carl Zeiss, Jena, Alemanha) com aumento de trezentas a 775 vezes foi utilizado para medir as interfaces. Os resultados mostraram que para as medidas de diâmetro da plataforma, todos os grupos apresentaram valores estatisticamente superiores ao grupo controle (Nobel Biocare), exceto da marca Conexão. Quanto ao ajuste vertical e horizontal, os grupos Conexão e Neodent apresentaram ajuste semelhante ao controle.

A desadaptação da interface implante/pilar protético também foi estudada por Fujiwara (2009). Nesse estudo foram utilizados implantes de cinco marcas comerciais diferentes: AS Technology, Conexão Sistema de Prótese, Neodent, Sterngold Implamed e 3I Implant Innovations. Em cada sistema foram testados pilares cônicos, Gold UCLA e mult-unit. Todos os pilares protéticos receberam torque de 20Ncm. Os conjuntos foram incluídos em baquelite e desgastados longitudinalmente com lixas de diferentes granulações até o meio da amostra e

analisados em MEV. As medidas foram feitas em três pontos de cada lado da amostras (direito e esquerdo), representando a parte externa, o meio e a parte interna de cada lado. O autor concluiu que, de acordo com as medidas obtidas, a menor desadaptação foi encontrada para o pilar cônico, grupo Neodent; seguido do Gold UCLA, grupo Sterngold Implamed; e abutment mult-unit, grupo Conexão. Quando os pilares foram comparados entre si, o pilar cônico e o mult-unit apresentaram desadaptações menores do que o Gold UCLA. O ponto interno apresentou menor desadaptação em relação ao ponto médio, o qual foi menor do que o ponto externo.

Baumgarten et al. (2005) estudaram o conceito de mudança de plataforma (platform switching), a qual foi introduzida na literatura, referindo-se ao uso de um pilar protético de menor diâmetro do que a plataforma do implante. Essa conexão posiciona a interface Implante/pilar protético mais centralmente ao eixo do implante, afastando-a da crista óssea, favorecendo a diminuição da contaminação bacteriana na interface entre o componente protético e o implante. Esse novo conceito de plataforma sugere uma melhora na estabilidade anti-rotacional dos pilares protéticos, onde a fixação entre o cone do componente protético (macho) e o cone do implante (fêmea) ocorre pelo atrito entre as duas superfícies divergentes combinada com a pressão criada pela força de inserção, favorecendo uma interface mais íntima entre o implante e o pilar protético.

Scarano et al. (2005) avaliaram 272 implantes removidos por diferentes causas em 16 anos. Nos implantes com pilares protéticos retidos por parafusos, uma fenda de 60 μ m estava presente na interface Implante/Pilar protético e frequentemente foram encontradas bactérias nessa interface. Nos implantes com pilares cimentados, a fenda média encontrada foi de 40 μ m e não foram encontradas

bactérias no seu interior. Os autores concluíram que nos pilares retidos por parafusos, a fenda na interface Implante/Pilar protético pode ser um fator crítico para a colonização bacteriana, enquanto nos pilares cimentados, o espaço estava totalmente preenchido pelo cimento. Os autores observaram, ainda que a fenda na interface Implante/Pilar protético observada nos implantes removidos era bem maior do que foi observado *in vitro*.

Duarte et al. (2006) testaram um verniz de clorhexidina 1% e um vedante de silicone com o objetivo de observar a capacidade de selar a interface Implante/Pilar protético. Nenhum dos dois materiais foi capaz de evitar a infiltração bacteriana ao término do experimento.

Garine et al. (2007) avaliaram a desadaptação entre implantes e intermediários protéticos de cinco combinações intermediário/implante de dois fabricantes diferentes. Todas as superfícies de implantes e intermediários protéticos foram escaneados antes e após as mensurações da interface. Diante das limitações do estudo, todos os intermediários de cerâmica pura sem cinta metálica apresentaram desadaptação maior que os intermediários com cinta metálica.

Barbosa et al. (2008) investigaram a correlação entre o desajuste vertical do pilar/implante e o destorque dos parafusos dos pilares. Uma matriz metálica simulando a curvatura da mandíbula e que possuía cinco implantes tipo hexágono externo de plataforma regular instalados, foi moldada com material de impressão a base de poliéter. Após a presa do material, o molde foi removido, cinco análogos em titânio foram instalados e o mesmo foi vazado com gesso tipo IV. Quatro infra-estruturas foram enceradas sobre a matriz utilizando pilares UCLA em titânio e, em seguida foram fundidas em monobloco com titânio comercialmente puro. Com auxílio de um torquímetro digital, foram aplicados os torques na seguinte ordem: parafusos

C, A e E, B e D. A desadaptação vertical foi avaliada em microscópio comparador (Mytutoyo, Tokyo Japan), com aumento de trinta vezes, em quatro pontos de cada implante. Entretanto, para análise, foi utilizado somente o maior valor de desajuste verificado em cada pilar. Em seguida, foi realizado o destorque utilizando o mesmo torquímetro digital e seguindo a mesma ordem, já descrita, dos parafusos. O teste de correlação de Pearson não evidenciou correlação significativa entre os fatores estudados. Os autores concluíram que, nem sempre, grandes valores de desajustes verticais implicarão em grandes perdas de torque.

2.2 COMPLICAÇÕES

Schulte (1994), avaliando os níveis de tolerância na manufatura do hexágono externo, observou diferenças consideráveis no controle de qualidade de seis sistemas de implantes. Concluiu que um bom controle de qualidade permite a prevenção de complicações como fraturas e/ou afrouxamento do parafuso protético, contaminação bacteriana e perda da estética.

Binon (1994) relatou que a aplicação de um torque no parafuso que une dois componentes desenvolve uma tensão que tende a juntar essas duas partes. Essa força de tensão gerada é chamada de pré-carga. Para uma ótima estabilidade da conexão, a tensão exercida sobre o parafuso deveria ser a mais alta possível, mas sem exceder o limite de elasticidade do parafuso. Os autores também discutiram o

motivo do afrouxamento dos parafusos nos sistemas de implantes. As principais causas relatadas foram: inadequado aperto do parafuso, próteses mal adaptadas e mal planejadas, sobrecarga oclusal, desenho inadequado do parafuso e a própria elasticidade do osso.

Kallus & Bessing (1994) realizaram acompanhamento clínico em pacientes com uso de prótese sobre implante do tipo protocolo em arco edêntulo, durante cinco anos e investigaram a causa da ocorrência de perda dos parafusos de ouro e dos pilares. Os dados foram relacionados a parâmetros clínicos como a adaptação da infraestrutura, curva de aprendizado do operador e diagnóstico clínico e radiográfico após cinco anos de uso das próteses. Os autores relacionaram a perda do parafuso de ouro com a desadaptação da infraestrutura, sendo, em grande parte, dependente do operador, e recomendaram que as próteses fixas sejam reapertadas após cinco anos.

Taylor (1998), por meio de revisão de literatura, fez uma análise da severidade e frequência das complicações protéticas sobre implantes dentários. Ele relacionou quatro principais causas, dentre elas, falha do implante, desadaptação e fratura dos componentes protéticos e afrouxamento dos parafusos. Quanto a desadaptação dos componentes, confirmou que o assentamento passivo da prótese é pré-requisito para o sucesso e relatou que a causa de falhas mecânicas é multifatorial, mas a desadaptação assume papel de grande importância nesse processo.

Gross et al. (1999) demonstraram que a micro-infiltração na interface Implante/pilar protético pode permitir a passagem de fluidos e bactérias, independente do sistema de implante. A incidência de cargas e o desaparafusamento do pilar protético podem aumentar a infiltração, enquanto a

ótima adaptação dos componentes, mínimo micromovimento do pilar protético e ótimo planejamento protético e oclusal são fatores que podem prevenir ou minimizar a microinfiltração.

Pietrabissa et al. (2000) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a capacidade de compensar falhas de forma e dimensão de três diferentes conexões entre o implante e a prótese do sistema Brånemark: CerAdapt, EstetiCone e pilar standard de 3mm. Os resultados mostraram que o pilar CerAdapt com prótese cimentada mostrou menor transferência de tensões na presença de erros de translação. O pilar standard com prótese aparafusada mostrou maior capacidade de compensar erros de rotação. Essas falhas podem introduzir forças indesejáveis ao conjunto, sendo necessário mais estudos para quantificar a influência dessas falhas no sucesso em longo prazo das restaurações implanto-suportadas.

Bragger et al. (2001) mostraram que as complicações em Implantodontia podem ser agrupadas basicamente em duas categorias: técnicas, onde há perda da retenção protética, fraturas da estrutura ou do material de revestimento estético e afrouxamento ou fratura do parafuso protético são as mais comuns; e biológicas, como: radiolucências perimplantares, mucosite, perimplantite e até perda da osseointegração

Berglundh et al. (2002) realizaram uma revisão sistemática da incidência de complicações técnicas e biológicas em tratamentos com implantes envolvendo estudos prospectivos longitudinais de pelo menos cinco anos de duração. As complicações envolvidas nesse estudo foram: perda do implante, distúrbios sensoriais, complicações de tecido mucoso, perimplantite, perda óssea $\geq 2,5\text{mm}$, fratura do implante, e complicações relativas aos componentes dos implantes ou supra-estruturas.. A incidência de complicações técnicas relacionadas com os

componentes dos implantes e supra-estruturas foi maior nos tratamentos com sobredentaduras do que nos tratamentos com restaurações protéticas fixas.

Lazzara & Porter (2006) sugeriram que a proximidade do infiltrado inflamatório do pilar com a crista óssea pode explicar, em parte, as observações biológicas e radiográficas de perda óssea ao redor de implantes de duas peças expostos e restaurados. Esses autores sugeriram que a mudança de plataforma afasta o infiltrado inflamatório da crista óssea, fazendo com que ocorra pouca ou nenhuma remodelação óssea perimplantar.

2.3 CICLAGEM MECÂNICA

Balfour & O'brien (1995) compararam e avaliaram as limitações funcionais e mecânicas de três diferentes sistemas de conexão protética parafusada para prótese unitária, sendo eles, hexágono externo, octógono interno e hexágono interno. Os conjuntos implante/pilar protético foram submetidos à avaliação da integridade estrutural e fadiga cíclica. Para o teste de fadiga cíclica, a carga foi progressivamente reduzida até chegar, por meio de cálculo logarítmico, ao valor máximo de carga para vida infinita dos componentes. No teste de fadiga cíclica, o menor limite de resistência foi encontrado nas conexões externas.

Binon (1996) avaliou características de tolerância de usinagem e adaptação de componentes em três diferentes sistemas de implantes com conexão de hexágono externo. Dez implantes e seus respectivos análogos tiveram a largura dos hexágonos medidos com auxílio de um micrômetro digital e de um microscópio. Os

resultados mostraram que a largura do hexágono dos três sistemas variou apenas 15 μ m, porém a largura dos hexágonos dos análogos foi menor que a dos implantes. Concluiu que diante do apresentado pelos três sistemas, é sugerido haver precisão na fabricação e na adaptação dos componentes quando comparados a valores previamente relatados.

Al-Turki et al. (2002) pesquisaram o efeito de diferentes níveis de adaptação da prótese em relação à instabilidade do parafuso de fixação. Foram testados três níveis de discrepâncias: 0 μ m, 100 μ m e 175 μ m entre o pilar protético e o cilindro de ouro de uma prótese fixa sobre cinco implantes. O conjunto foi submetido a uma carga oclusal cíclica para simular 144 dias de mastigação. Os autores verificaram que discrepâncias verticais de 100 μ m e 175 μ m nos pilares das extremidades resultaram num significativo afrouxamento do parafuso protético. Concluíram que próteses com tais desadaptações deveriam ser consideradas inaceitáveis.

Hecker & Eckert (2003) realizaram um estudo para determinar o quanto que a adaptação entre o pilar protético e o implante mudam de acordo com a simulação de ciclagem mecânica. Quinze infra-estruturas de pilares sobre implante foram fabricados com a técnica convencional de fundição e submetidas a ciclagem mecânica em três condições. Cinco infra-estruturas foram carregadas em sua parte anterior, cinco foram carregadas do lado esquerdo unilateralmente e cinco foram carregadas bilateralmente. Um carregamento de 200N foi aplicado para cada infra-estrutura com duzentos mil ciclos. A mensuração da interface foi realizada em micrometros antes da ciclagem mecânica, após cinquenta mil ciclos e finalmente após duzentos mil ciclos. Os autores concluíram que quando a carga foi simulada na região anterior houve diferença significativa na interface implante/prótese e que o tamanho da interface é diretamente proporcional a medida que a carga mastigatória

é induzida, dessa forma essas mudanças na junção (interface) são acumuladas durante o tempo sugerindo que possa ocasionar em algumas implicações clínicas relacionadas a interface implante/prótese.

Gehrke et al. (2006) avaliaram a resistência a fratura de intermediários de zircônia e a quantidade de torque necessário antes e após ciclagem mecânica. O teste de ciclagem mecânica foi realizado com carga entre 100N e 450N e um total de cinco milhões de ciclos. Os resultados mostraram que os intermediários Cercom apresentaram resistência a fratura máxima com 672N durante o teste de ciclagem mecânica e a quantidade de torque para reter o parafuso foi de 20,86Ncm antes da ciclagem mecânica e 19,71Ncm após cinco milhões de ciclos sem perda do parafuso protético. Os autores concluíram que os pilares de zircônia excederam os valores máximos de força incisal relatados na literatura, e também, adaptaram-se intimamente aos implantes após milhares ciclos de carregamento de força.

Steinebrunner et al. (2008) avaliaram a influência do design da conexão implante/pilar protético após ensaios mecânicos que simulavam a mastigação. Foram avaliados o sistema Branemark (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden) com hexágono externo, Sistema Screw-Vent (Zimmer Dental, Freiburg, Germany) com conexão hexagonal interna cônica, o sistema Frialit-2 (Friadent-Dentsply, Mannheim, Germany) com conexão hexagonal interna com um "silicone de vedamento", o sistema Camlog-System (Altatec, Wurmberg, Germany) com cilindro interno com câmaras de travamento, o sistema Replace-Select (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden) com cilindro interno com câmaras de travamento e o sistema Compress (BEGO Implant Systems, Bremen, Germany) com hexágono externo. Os resultados obtidos de carregamento dinâmico e resistência a fratura máxima evidenciaram diferença estatística entre os diferentes sistemas avaliados. Os autores concluíram

que as conexões internas com câmara de travamento Camlog e Replace-Select mostraram vantagens em relação a longevidade e resistência a fratura quando comparado com as conexões internas do sistema Frialit-2 e Screw-Vent, e também em relação as conexões externas dos sistemas Compress e Branemark.

2.4 PRÉ-CARGA, TORQUE E DESTORQUE

Binon & McHugh (1996) avaliaram a influência do ângulo de rotação implante/pilar protético na estabilidade dos parafusos dos intermediários. Foram selecionados implantes (3,75mm de diâmetro) de diferentes fabricantes. Coroas com 8mm de altura e diâmetro máximo de 8mm foram encerados sobre os pilares UCLA e fundidas com uma liga nobre de ouro, pra e paládio (Word Alloy, Hamden, CT). As coroas foram fixadas sobre os implantes com parafuso de titânio e torque de 20Ncm por meio de um torquímetro mecânico. Os conjuntos foram submetidos à ciclagem mecânica com carga de 133N e frequência de 1150ciclo/minuto. O número de ciclos foi registrado por um contador e a ocorrência de falha verificada por um sensor automático que imediatamente desligava o equipamento, preservando o número de ciclos no qual a falha ocorreu. As amostras foram submetidas a um milhão de ciclos ou até a detecção de falha. Após este primeiro ensaio, os parafusos receberam novo torque de 30Ncm e foram novamente submetidos ao ensaio cíclico mecânico, como descrito. Os resultados evidenciaram que com torque de 20Ncm, os pilares com ângulos de rotação entre 3º e 7º tiveram a primeira falha com 357162 ciclos. Já os pilares com ângulos rotacionais menores que 0,5º suportaram um milhão de ciclos

sem a presença de falhas. Com torque de 30Ncm, as falhas também ocorreram primeiramente nos pilares com ângulos de rotação maiores e três amostras com ângulos menores que $0,5^\circ$ suportaram cinco milhões de ciclos sem a ocorrência de falhas. O autor concluiu que há correlação direta entre o ângulo de rotação pilar/implante e a perda de parafusos e, que quanto maior esta liberdade rotacional, maior a probabilidade de ocorrerem falhas no sistema.

Faulkner et al. (1999) estudaram o uso do Periotest na avaliação do desaparafusamento do pilar protético. Esse teste consiste numa ferramenta de diagnóstico que avalia a reação do periodonto quando submetido a uma carga de impacto predeterminada, também podendo ser utilizado em aplicações na implantodontia. Os parafusos dos pilares protéticos receberam torques de 10, 20, 32 e 45Ncm e depois foram afrouxados. O afrouxamento foi testado com o Periotest e uma avaliação subjetiva do afrouxamento realizado por três clínicos experientes. O Periotest se mostrou mais sensível do que a detecção manual do afrouxamento do parafuso do pilar protético, porém o instrumento não foi suficientemente sensível para indicar o afrouxamento do parafuso do pilar protético antes que esse perdesse a tensão de pré-carga.

Constantino (2001) demonstrou que a aplicação do torque recomendado pelos fabricantes e o uso de instrumentos de aplicação controlado de torque nos procedimentos de aperto dos componentes protéticos em Implantodontia são imprescindíveis como forma de potencializar os resultados mecânicos projetados por cada fabricante e eliminar os problemas de desconexão prematura resultantes de apertos precários e insuficientes.

Cibirka et al. (2001) avaliaram os valores de destorque de pilares parafusados sobre implantes após teste de fadiga. Trinta pilares Procera (Nobel Biocare, Suécia)

foram fabricados com 25° de angulação, parafusados sobre os implantes com parafuso de ouro (Unigrip, Nobel Biocare) e receberam torque de 32Ncm com auxílio de um torquímetro eletrônico e dispositivo anti-torque (Nobel Biocare). Os conjuntos foram posicionados em equipamento para teste de fadiga (Instron, modelo 8501, Ohio) com carga cíclica variando entre 20 e 200N, frequência de oito ciclos/seg simulando valores encontrados na mastigação humana, num total de cinco milhões de ciclos, equivalente a cinco anos de mastigação in vivo. Após a simulação de carga, todas as amostras foram radiografadas com a mesma angulação para que fosse feita a avaliação qualitativa da interface pilar/implante. Em seguida, as mesmas foram fixadas em plataforma rígida e, através de um aferidor de torque (Tohnichi BTG-6, Tohnichi American Corporation), os valores do destorque foram registrados. A avaliação radiográfica não evidenciou deslocamento do parafuso em nenhuma das amostras, porém todas as amostras apresentaram espaço entre o implante e as paredes do intermediário. O valor médio de destorque foi de 15Ncm. Os autores concluíram que o aumento da largura dos hexágonos dos implantes não influenciou nos valores de destorque, porém o aumento da altura da estrutura circular formada quando da remoção do hexágono, apresentou diferença estatística significativa dos valores de destorque após cinco milhões de ciclos. Todas as amostras não apresentaram sinais de instabilidade ou perda de parafuso após teste de fadiga.

Cantwell & Hobkirk (2004) testaram a hipótese de que conjuntos pilar/parafuso de ouro utilizados em próteses unitárias, perdem pré-carga antes de serem submetidos à carga externa, mesmo quando aplicado o torque recomendado pelo fabricante. Cinco conjuntos compostos por implante com conexão tipo hexágono interno, pilar padrão, cilindro e parafuso de ouro, foram montados

verticalmente sobre um bloco de resina acrílica. Os conjuntos receberam torque de 10Ncm aplicado com auxílio de um torquímetro eletrônico. Em seguida, três medidores de tensão foram colados nos intermediários e ligados a um computador com software específico para funcionar como um transdutor, que monitorou a pré-carga. Os resultados mostraram que após 15 horas sem ação de carga externa, houve perda média de pré-carga de 24,9%, sendo que 40,2% da mesma ocorreram nos dez primeiros segundos após o torque.

Kano et al. (2006) relataram ainda que a soltura do parafuso continua a ser uma complicação nas próteses sobre implante. A conexão do componente ao parafuso está sujeita à diminuição do torque inicial aplicado, devido à fricção e à desadaptação do componente. Em vista disso, realizaram um estudo com o objetivo de comparar os valores da perda do torque aplicado (destorque) em cilindros com base maquinada em titânio e em pilares do tipo UCLA, calcináveis, para implantes com plataforma do tipo hexágono externo. Cada pilar foi torquado com 30Ncm, de acordo com a recomendação do fabricante. Os pilares maquinados demonstraram capacidade de reter maior porcentagem de torque dado, quando comparado com pilares calcináveis. Os procedimentos de fundição influenciaram na estabilidade final da conexão ao parafuso.

Misch (2007) afirmou que a pré-carga é a carga inicial criada pela aplicação de um torque e causa alongamento do parafuso. Ela é responsável por colocar o parafuso em tração e propiciar força de apertamento ao sistema de implantes. A força de apertamento é diretamente proporcional à força utilizada para fixar o parafuso. O princípio do apertamento do parafuso usando pré-carga objetiva maximizar a fadiga e fornecer resistência ao afrouxamento. A pré-carga é afetada por fatores como magnitude do torque, forma da cabeça do parafuso, forma e

numero de roscas, composição do metal, condição da superfície e diâmetro do parafuso. A deformação do parafuso está diretamente relacionada à quantidade de força do torque. Se esta força for muito alta, pode ocasionar deformação plástica do parafuso, com consequente alteração definitiva do material, causando fratura ou impedindo a remoção do parafuso. Desta forma, o torque normalmente sugerido pelos fabricantes é de 75% do valor necessário para atingir a deformação permanente, fornecendo margem de segurança para os apertos.

Coppedê (2007) avaliou o efeito de sucessivos ciclos de torque e de carregamento mecânico em dois tipos de pilares protéticos do sistema cone Morse. Foram utilizados 68 implantes divididos em quatro grupos com 17 conjuntos implante/pilar cada. Os grupos 1 e 3 receberam pilar tipo munhão universal sólido e os grupos 2 e 4 receberam munhão universal com parafuso trspassante. Os pilares receberam torque recomendado pelo fabricante através de um torquímetro digital com precisão decimal. Os grupos 1 e 2 foram utilizados como controle e nos grupos 3 e 4 foram realizados os testes. Os conjuntos foram submetidos a carregamento mecânico por 15 minutos, realizando um total de 1325 ciclos, o que corresponde entre três a quatro dias de função mastigatória e após o destorque foi medido. Em seguida, dez ciclos de inserção/remoção foram realizados e os respectivos valores para os torques de remoção anotados. Os resultados mostraram que entre os dois pilares testados, o com parafuso trespasante mostrou-se superior, pois apresentou um torque de remoção superior ao de instalação. Os valores de remoção diminuíram à medida que o número de cilcos de inserção/remoção aumentou.

2.5 PILARES DE ZIRCÔNIA E SISTEMA CAD/CAM

Lang et al. (2002) avaliaram a orientação do hexágono do implante e do intermediário após a aplicação do torque. Foram utilizados trinta implantes de plataforma regular (3,75mm x 10mm) e dez implantes de plataforma larga (5,0mmX10mm), divididos em quatro grupos de acordo com o intermediário utilizado: CeraOne, Estheticone, Procera nos implantes de plataforma regular e AurAdapt nos de plataforma larga. Os conjuntos receberam os torques recomendados pelo fabricante e em cinco amostras de cada grupo foi utilizado o dispositivo anti-torque. Posteriormente, os conjuntos foram incluídos em resina e seccionados horizontalmente, com auxílio de discos diamantados, na altura do hexágono. Em seis pontos de cada hexágono, o ângulo formado pela linha gerada por cada ponto com a linha gerada pelo centro do hexágono foram medidos, permitindo avaliar a orientação dos mesmos. Os resultados mostraram que sempre ocorre alguma rotação dos hexágonos, independente do uso do dispositivo anti-torque. O valor máximo de rotação observado foi inferior a $3,53^\circ$, estando dentro dos valores considerados normais para uma conexão estável.

Lang et al. (2003) utilizaram o pilar Procera em conjunto com diferentes sistemas de implantes, verificando a adaptação do hexágono interno do pilar em relação ao hexágono externo do implante. Para esse estudo foram utilizados os implantes das marcas comerciais Brånemark System, Lifecore Restore, 3i Implant Innovations, SternGold Implamed e Paragon. Foi aplicado um torque de 32Ncm ao parafuso de fixação dos pilares Procera, com a precisão do assentamento entre o pilar e o implante mensurada radiograficamente. Os autores concluíram que o pilar Procera obteve um bom assentamento, podendo ser universalmente usado com todos os sistemas avaliados.

Coli & Karlsson (2004) estudaram a adaptação marginal de infra-estruturas de zircônia fabricados a partir da tecnologia CAD/CAM Denzir. Dois modelos mestres foram fabricados, representando um incisivo central direito e um primeiro pré-molar. Foi realizado vinte copings a partir de modelos de gesso. Foi observado uma média de desadaptação marginal de 50 μ m, variando entre 0 a 115 μ m. E eles concluíram os copings de zircônia Denzir possuem uma adaptação marginal clinicamente aceitável.

Vigolo et al. (2005) relataram que o processo laboratorial pode alterar a superfície do intermediário de zircônia com a plataforma do implante e dessa forma influenciar na adaptação entre os dois. Foi observado a profundidade e a largura da porção hexagonal do abutment, o diâmetro apical do abutment, assim como a liberdade rotacional de vinte abutments ZiReal (3i/Implant Innovations, Palm Beach Gardens, Florida, USA). Não foi observada nenhuma diferença estatística para os quatro parâmetros estudados. Os autores concluíram que o preparo dos pilares ZiReal não demonstraram nenhuma alteração significativa das mensurações originais ou da liberdade rotacional da interface do abutment. Esses resultados tem implicações biológicas e mecânicas, contudo existe a necessidade de uma investigação clínica significativa.

Vigolo et al. (2006) avaliaram a precisão na interface de intermediários de titânio, alumina e zircônia em implantes com conexão hexagonal externa. E concluíram que a desadaptação na interface pode implicar na perda do parafuso de conexão e que os intermediários produzidos pelo método CAD/CAM mostraram três graus menos de liberdade rotacional quando conectados a implantes com conexão hexagonal externa.

Canullo (2007) avaliou a performance clínica de abutments de zircônia e adaptação marginal entre os componentes dos implantes selecionados, assim como a resposta gengival foram monitorados. Vinte e cinco pacientes foram selecionados para um estudo prospectivo de trinta implantes com próteses unitárias. A microscopia eletrônica mostrou desadaptação marginal de 10 μ m na horizontal e 4 μ m na vertical. Não foi observado nenhuma fratura de abutment ou perda de parafuso protético. E concluíram que esses estudos preliminares sugerem que os abutments metálicos com zircônia podem ser comparáveis com os abutments estéticos já em utilização.

Christensen (2008) afirmou quais seriam as melhores indicações de abutments para implantes unitários. Em relação aos abutments de zircônia, estes são indicados quando a restauração final planejada é confeccionada em materiais livres de metal ou quando o implante for instalado muito profundo em relação ao tecido gengival. E também, quando houver necessidade de reduzir ou eliminar uma cor indesejável sob o tecido gengival, pois a zircônia é branca e proporciona uma melhor estética gengival, diferente dos abutments metálicos.

Gonzalo (2008) estudou a desadaptação cervical de próteses parciais fixas confeccionadas pelo método de leitura CAD/CAM de dois sistemas distintos, sistema Procera e sistema Lava. Após a cimentação com cimento ionômero de vidro, a adaptação marginal foi mensurada nos mesmos pontos previamente definidos na face lingual e vestibular das amostras. O Procera mostrou menores discrepâncias e não foi observada diferenças significantes entre os abutments e as superfícies, assim como não foi observado interação significativa entre o sistema cerâmico, abutments e as superfícies. A precisão de adaptação encontrada com os sistemas

cerâmicos de zircônia foram aceitáveis clinicamente, sendo o Procera com os melhores resultados para adaptação marginal.

Att et al. (2008) avaliaram a adaptação marginal de coroas totalmente cerâmicas a base de alumina e zircônia em diferentes intermediários de implantes. As desadaptações marginais foram observadas em réplicas de epóxi antes e após cimentação, assim como após simulação de mastigação. A comparação entre cimentadas e não cimentadas mostrou aumento significativo nos valores de adaptação marginal após a cimentação para todos os grupos

Cunha et al. (2010) avaliaram o desajuste vertical de pilares de zircônia Procera com implantes do mesmo fabricante (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) e outros dois sistemas de implantes (SIN, São Paulo, Brasil; Conexão, São Paulo, Brasil). Vinte e quatro pilares Procera foram produzidos por meio do sistema CAD/CAM e subdivididos em três grupos de oito. A comparação do desajuste vertical na interface implante/pilar foi tomada em seis locais de medição em cada amostra, utilizando microscopia eletrônica de varredura, com uma ampliação de 408 vezes. O teste estatístico de Tukey foi utilizado para comparação dos grupos com significância de 0,05. E foi observado diferenças significativas em relação à média de desajuste quando os pilares Procera foram associados com outros fabricantes de implantes. Os grupos SIN e Conexão não diferiram significativamente, mas ambos apresentaram desajuste médio significativamente maior do que o grupo Nobel Biocare ($p = 0,001$). O desajuste médio foi de $5,7 \pm 0,39\mu\text{m}$, $9,53\mu\text{m} \pm 0,52$ e $10,62 \pm 2,16\mu\text{m}$, respectivamente, para os grupos Nobel Biocare, SIN e Conexão. Dessa forma, concluíram que a associação de pilar Procera zircônia com outros sistemas de implantes diferente do seu fabricante, demonstrou alteração significativa do desajuste vertical na interface implante-pilar.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar e comparar os tipos de pilares protéticos em relação ao desajuste cervical vertical quanto:

- a) ao tipo de material utilizado em sua confecção, respectivamente, níquel-cromo-titânio e zircônia;
- b) ao tipo de pilar calcinável utilizado, respectivamente, UCLA pré-calcinável com cinta metálica pré-fabricada e UCLA totalmente calcinável plástica;
- c) a interface implante/pilar protético observada após ciclagem mecânica com carga de 300N (30Kgf) e frequência de 9Hz de acordo com a ISO-14801 e com um milhão de ciclos simulando um ano em função mastigatória, assim como, observar o parafuso protético quanto ao destorque após a ciclagem mecânica.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 CÁLCULO AMOSTRAL

Para o cálculo amostral deste estudo foi utilizado o Test t para amostras independentes aplicado com auxílio do software Bioestat 5.0, com poder de 0,9 e nível de significância 0,05. Os dados utilizados para este cálculo foram obtidos em estudos disponíveis na literatura que utilizaram metodologia semelhante a que foi aplicada neste trabalho (Cibirka et al., 2001; Gehrke et al., 2006; Garine et al., 2007). Como resultado foi sugerido que cada um dos grupos deveria ser constituído por oito corpos-de-prova. Entretanto, utilizando uma margem de segurança de 10%, foi estabelecido o total de dez corpos-de-prova para cada grupo.

4.2 GRUPOS EXPERIMENTAIS

Para este estudo foram utilizados quarenta implantes osseointegráveis de 3,75 mm x 13mm com plataforma protética de 4,1mm e hexágono externo, trinta pilares UCLA anti-rotacionais totalmente calcináveis, dez pilares UCLA anti-rotacionais pré-calcináveis (com cinta metálica) e quarenta parafusos de titânio Neotorque sextavados, sendo todos estes materiais descritos de procedência do mesmo fabricante (Neodent, Paraná, Brasil).

Foram formados quatro grupos, distribuídos de acordo com o tipo de pilar protético anti-rotacional, pré-calcináveis e totalmente calcináveis. Também de acordo com o material de confecção em liga metálica de níquel-cromo-titânio (Talladium Tilite-Talmax, Curitiba, Brasil) e óxido de zircônia estabilizado por ítrio de diferentes marcas comerciais (Zirkonzahn®, Steger, Ahrntal, Italy; e Neoshape/Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil), assim como de acordo com o método de confecção, pela técnica convencional da cera perdida e pela tecnologia de leitura CAD/CAM, conforme figura 1.

Grupos	N	Implante (mm)	Pilar Anti-rotacional	Material confecção Pilar protético	Marca comercial	Método confecção	Fabricante
Plástico	10	Titamax TI 3,75 X 13	UCLA totalmente calcinável	Ni-Cr-Ti	Talladium Tilite	Convencional (cera perdida)	Talmax, Curitiba, Brasil
Metálico	10	Titamax TI 3,75 X 13	UCLA pré-calcinável	Ni-Cr-Ti	Talladium Tilite	Convencional (cera perdida)	Talmax, Curitiba, Brasil
Neodent	10	Titamax TI 3,75 X 13	UCLA totalmente calcinável	Zircônia	NeoShape	CAD/CAM	Neodent, Curitiba, Brasil
Zirkonzahn	10	Titamax TI 3,75 X 13	UCLA totalmente calcinável	Zircônia	Zirkonzahn	CAD/CAM	Zirkonzahn® Ahrntal, Italia

Figura 1 – Distribuição dos grupos experimentais

4.3 FIXAÇÃO DOS IMPLANTES EM RESINA ACRÍLICA

Um conduto de PVC com 20mm de diâmetro (Tigre, São Paulo, Brasil) foi cortado com o auxílio de um torno de precisão até a obtenção de quarenta anéis com 19mm de comprimento cada. Em seguida, cada anel teve sua superfície

aplainada em quatro faces para permitir a posterior fixação em morsa e facilitar a aplicação do torque do pilar protético e leitura em microscópio (Kano et al., 2004) (Figura 2).



Figura 2 – Tubos de PVC cortados em torno de precisão e superfícies aplainadas

Os implantes foram acoplados na extremidade da haste vertical de um delineador (Bioart, São Paulo, Brasil) com auxílio de um montador de implante, de acordo com o fabricante. Esta inclusão utilizando o delineador garante a padronização da inclusão, bem como o paralelismo dos componentes (Hecker & Eckert, 2003; Kano et al., 2004).

Em seguida, os mesmos foram incluídos em resina acrílica quimicamente ativada incolor (Jet Classic, São Paulo, Brasil), proporcionada e manipulada de acordo com as recomendações do fabricante e vertida, na fase arenosa, no interior das matrizes de PVC colocadas sobre uma placa de vidro. Após o preenchimento total da matriz, a haste vertical do delineador foi abaixada até que o implante ficasse devidamente posicionado, conforme metodologia proposta por Martin et al. (2001)

(Figura 3).

O conjunto foi mantido em posição até a polimerização total da resina. Este procedimento foi repetido para todos os implantes.

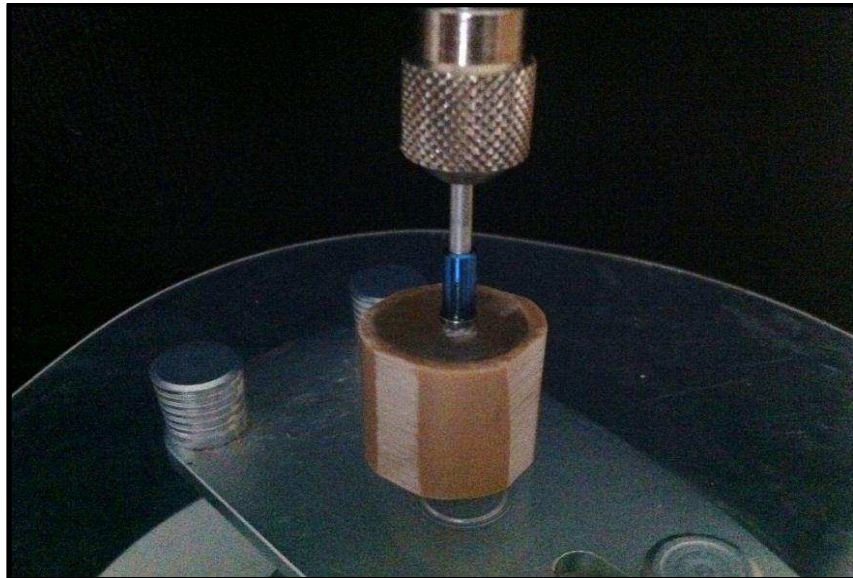


Figura 3 – Implante acoplado à haste vertical do delineador e inclusão do implante em resina acrílica

4.4 PADRONIZAÇÃO E OBTENÇÃO DA PARTE CORONÁRIA

Para a padronização do enceramento dos pilares protéticos, foi fixado sobre cada análogo do implante um pilar UCLA anti-rotacional (Neodent, Paraná, Brasil) para a obtenção das quarenta amostras, sendo trinta totalmente calcináveis para os grupos Plástico, Neodent e Zirkozahn e dez pré-calcináveis para o grupo Metálico. Sobre o pilar foi feito um padrão em resina para todas as amostras, com altura e diâmetro oclusal de 8,0mm, sem cúspides (Binon, 1998) (Figura 4).

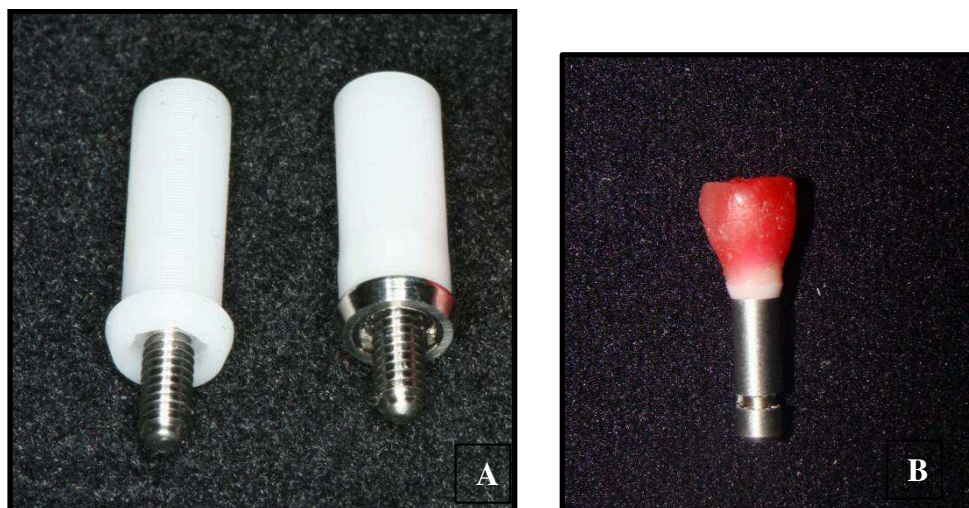


Figura 4 – A) UCLA totalmente plástica e pré-calcinável com cinta metálica; B) Padrão em resina acrílica parafusada sobre o análogo

Posteriormente a confecção do padrão, os conjuntos análogo/pilar UCLA foram posicionados no interior de uma matriz plástica cilíndrica com a parte coronária encerada voltada para baixo. Silicone líquido (Elite Doublé 8, Zhermack, Italy) foi vertido no interior da caixa até o recobrimento da primeira retenção do análogo. O restante do espaço foi preenchido com gesso tipo III (Figura 5).

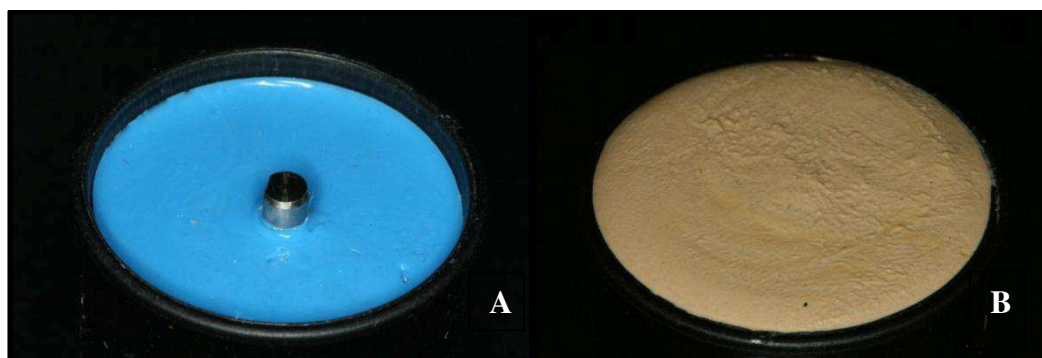


Figura 5 – Confeção da matriz para padronização das amostras (A-silicone e B-gesso)

Após o tempo de polimerização do silicone, a coroa encerada foi desparafusada do análogo e removida. Em seguida, um novo pilar foi parafusado sobre o análogo e, no espaço existente entre o silicone e o pilar, foi vertido resina acrílica autopolimerizável vermelha (Dencrilay Speed, Dencrill, Caieiras, São Paulo, Brasil) em fase arenosa, obtendo assim novo padrão com a mesma forma e dimensão (Figura 6). Os excessos foram removidos com disco de aço respeitando a altura da matriz de silicone. Este procedimento foi repetido para todos os pilares (Figura 7).

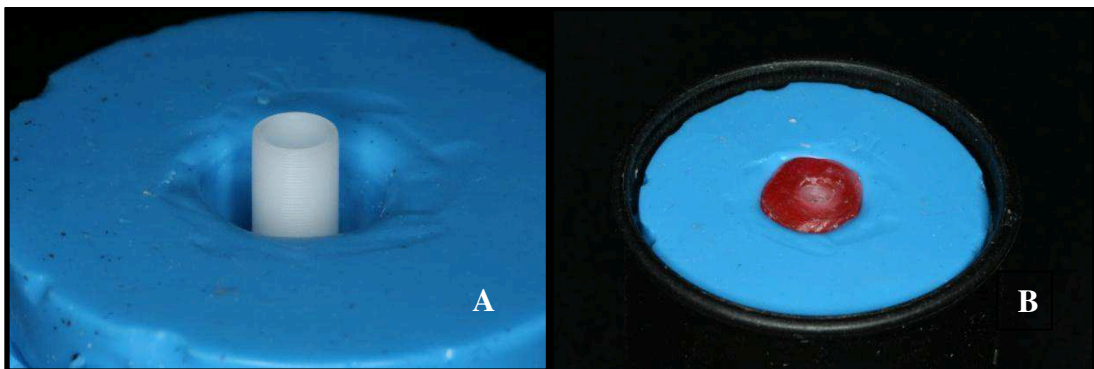


Figura 6 – Pilar UCLA parafusado ao análogo fixado em gesso(A) e espaço preenchido com resina acrílica autopolimerizável(B)



Figura 7- Padrões em resina duplicados

4.5 FUNDIÇÃO DOS PADRÕES EM NÍQUEL-CROMO-TITÂNIO E SINTERIZAÇÃO DOS PADRÕES EM ZIRCÔNIA

Para os grupos Plástico e Metálico, as amostras foram fundidas em liga metálica de Ni-Cr-Ti (Talladium Tilit-Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil), utilizando o processo de fundição por cera perdida (Anusavice, 2005) (Figura 8A). Para isto os padrões de cilindros plásticos encerados foram unidos aos canais de alimentação (sprues) e incluídos no interior dos anéis de fundição em revestimento à base de fosfato (Bellavest SH-Bego, Bremen, Alemanha) espatulado à vácuo (Easymix-Bego, Bremen, Alemanha) e vazado sob intensa vibração em torno dos componentes. Os anéis com revestimento foram individualmente submetidos a pressurizadora (Wiropress-Bego, Bremen, Alemanha) para evitar a formação de bolhas e expansão do revestimento, onde permaneceram por cinco minutos.

Após vinte minutos da espatulação do revestimento, os conjuntos foram levados ao forno de pré-aquecimento controlado por microprocessador (Miditherm 200 MP – Bego, Bremen, Alemanha). A partir da temperatura ambiente, iniciou-se o ciclo lento de aquecimento até atingir a temperatura de 950°C. As peças foram fundidas utilizando a técnica da cera perdida, sendo a liga metálica aquecida até seu derretimento utilizando maçarico e gás oxigênio-acetileno. Após a fundição, esperou o resfriamento até a temperatura ambiente para a remoção das fundições do revestimento, com o emprego de jatos de micro esferas de vidro e óxido de alumínio de 50µm (Easyblast – Bego, Bremen, Alemanha). Os canais de alimentação foram removidos com discos de carburundum (Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil). Durante este processo, análogos foram fixados para reduzir o risco de danos na região da interface. Jatos de vapor (Triton – Bego – Bremen, Alemanha) seguidos de imersão

em cuba de ultrassom com álcool isopropílico por dez minutos concluindo esta etapa.

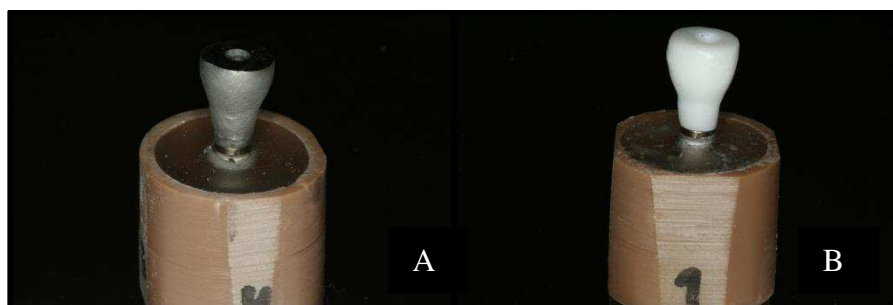


Figura 8 – Coroa fundida em liga de Ni-Cr-Ti (A) e em Zircônia (B)

Para os grupos Neodent e Zirkozahn, os padrões de resina foram enviados aos respectivos fabricantes, onde foi feita a leitura por computador. Após a digitalização, os dados obtidos são transferidos para o programa de manipulação de imagens, para depois serem enviados a central de produção e posterior sinterização da zircônia (Figura 8B).

Em relação ao grupo Zirkozahn, a digitalização do padrão em resina e da superfície do análogo foi realizada utilizando um escâner de luz branca automático (Scanner óptico S 600, Zirkozahn®, Steger, Ahrntal, Italy). Este escâner possui fidelidade de precisão 5 μ m e é acompanhado de um software assistente (Figura 9). O bloco de zircônia foi fresado no sistema CAD/CAM, utilizando fresagem em cinco eixos simultâneos.

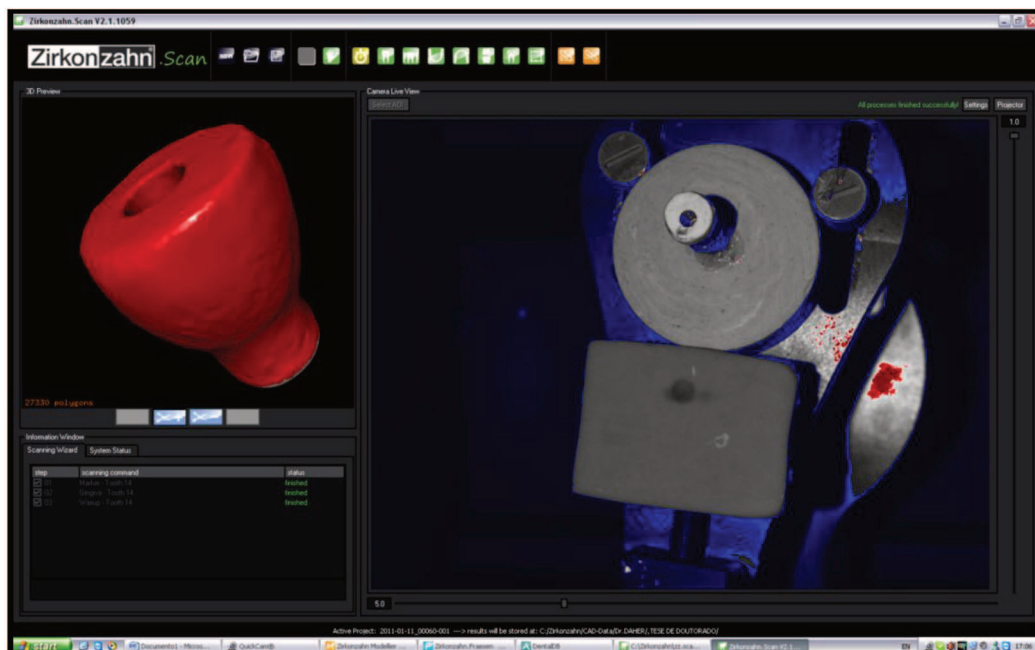


Figura 9 - Imagem obtida do software Zirkonzahn

Em relação ao grupo Neodent, a digitalização do padrão em resina (Figura 10), assim como da superfície do análogo foi realizada por um escâner a laser (D700, 3Shape, Dinamarca). O padrão é fixado em uma base e o laser gira em cinco planos, possuindo fidelidade de precisão de vinte micrometros, e após isto ocorre a fresagem do bloco de zircônia em equipamento específico do fabricante.

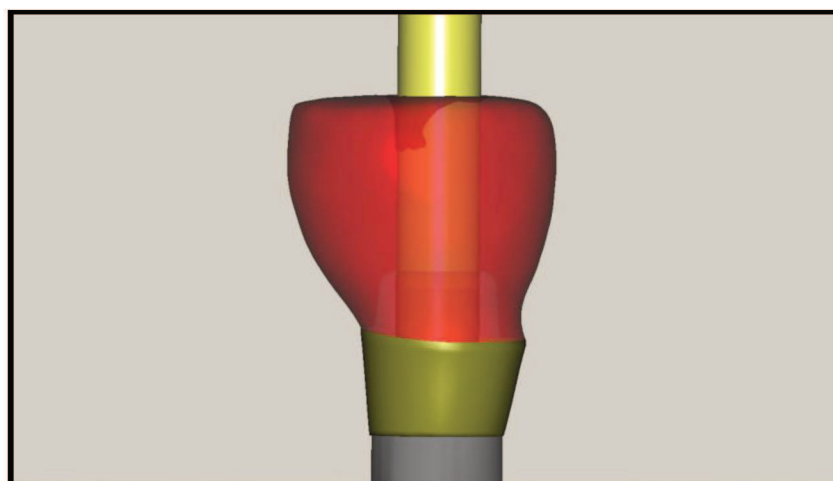


Figura 10 - Imagem obtida do software do NeoShape-Neodent

O processo de fresagem se dá por desgaste, por meio de uma sequência específica de fresas apropriadas. Depois de concluída a fresagem, em ambos os processos, as peças são então levadas ao forno específico de cada fabricante para a sinterização, a qual promove o aumento da resistência mecânica da zircônia. Após a fresagem, as peças de zircônia possuem um volume aproximadamente de 20% acima do volume normal, e estão prontos para sofrerem o processo de sinterização, que dura cerca de dez horas e, então, adquirem o tamanho natural desejado (Figura 11).



Figura 11 - Peça em zircônia antes(esquerda) e após (direita) a sinterização

4.6 IDENTIFICAÇÃO DAS AMOSTRAS E DOS PONTOS DE ANÁLISE

Para padronizar as leituras antes e após a fundição, previamente a aplicação do torque, as amostras foram marcadas com o auxílio de uma broca esférica 1/2 (nº 3203, KG Sorensen, São Paulo, Brasil), montada em caneta de alta-rotação em

quatro locais coincidentes com os desgastes feitos nos anéis de PVC (Figura 2) (Hecker & Eckert 2003). Em seguida as amostras foram identificadas com números e letras em cada face do tubo de PVC (Figura 12).

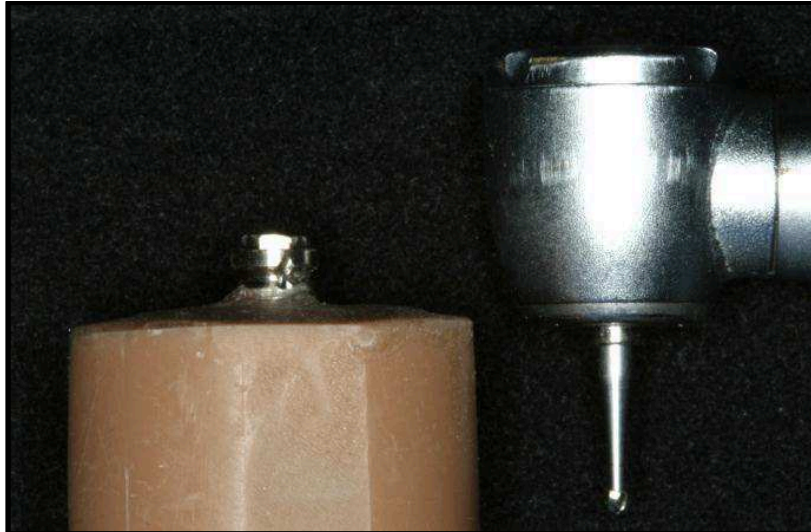


Figura 12 – Amostra demarcada com alta-rotação e broca esférica 1/2

4.7 APLICAÇÃO DO TORQUE

As amostras foram fixadas em uma morsa (Figura 13), as coroas foram posicionadas e os respectivos parafusos rosqueados com aperto manual. Em seguida, com auxílio de um torquímetro analógico (Tohnichi, modelo BTG60CN-S, Japão) (Figura 14) foi aplicado o torque recomendado pelo fabricante, ou seja, 20Ncm. Objetivando compensar a perda inicial da pré-carga nos parafusos, o mesmo torque de 20Ncm foi dado em todas as amostras dez minutos após.



Figura 13 – Conjunto fixado em morsa com haste apoiada sobre a área desgastada na matriz

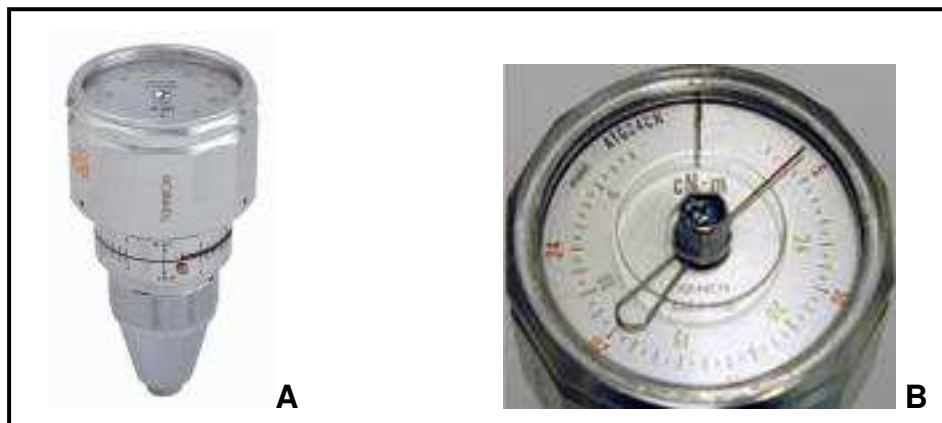


Figura 14 - Torquímetro analógico (A) e Ponteiro para registro do torque (B)

4.8 ANÁLISE E MENSURAÇÃO INICIAL DA INTERFACE PILAR/IMPLANTE

A adaptação das coroas sobre os implantes foi avaliada em todas as amostras e as medições foram realizadas em um microscópio mensurador linear (Measuring Microscope STM – OLYMPUS, Tokyo, Japan) com precisão de 0,0005mm e aumento de 30X, pertencente ao laboratório de materiais dentários da Faculdade de

Odontologia de Piracicaba – UNICAMP.

A leitura no microscópio se deu pela medida da interface existente entre pilar/implante dos corpos-de-prova (Figura 15). A amostra foi colocada centralmente sob o charrier do microscópio e obtido o foco. Este equipamento proporciona a leitura em três eixos: x, y e z, porém neste trabalho, foi utilizado somente o eixo x para medição da interface avaliada, visto que o propósito deste trabalho foi verificar a interface somente em um plano. A medição desta interface foi realizada colocando-se o cursor (mira) do microscópio nas margens da interface existente e a medida foi registrada digitalmente no visor do aparelho.

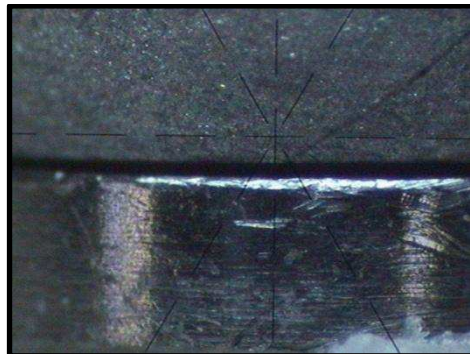


Figura 15 – Imagem microscópica da Interface implante/pilar protético

4.9 ENSAIO MECÂNICO

As amostras foram submetidas a ensaio cíclico mecânico realizado na Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (UNESP, Guaratinguetá, SP) em máquina universal para ensaios mecânicos (Instron 8801 – Londres, Inglaterra)

(Figura 16), com carga de 300N (30Kgf) e frequência de 9Hz, segundo ISO 14.801. O número total de ciclos foi de um milhão, simulando um ano do implante em função mastigatória (Gratton et al., 2001).



Figura 16- Equipamento para ensaio de ciclagem mecânica

4.10 ANÁLISE E MENSURAÇÃO FINAL DA INTERFACE PILAR/IMPLANTE

Encerrado o ensaio mecânico, as interfaces pilar/implante foram novamente analisadas e mensuradas da mesma forma descrita no item 4.8 obtendo-se a média dos valores das interfaces pilar UCLA/implante após ciclagem mecânica.

4.11 AVALIAÇÃO DO DESTORQUE

Para avaliação do destorque as amostras foram novamente fixadas em morsa e com auxílio de um torquímetro analógico (Tohnichi, modelo BTG60CN-S, Japão) os valores de destorque foram registrados.

4.12 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores obtidos para cada grupo foram estatisticamente analisados com auxílio do software BioEstat 5.0, utilizando o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, Wilcoxon e teste t pareado, em um nível de significância de 5%. Para a correlação entre os fatores estudados, os resultados foram submetidos ao teste de correlação de Spearman com significância de 5%.

5 RESULTADOS

A estatística descritiva dos dados das desadaptações verticais iniciais e finais (após a ciclagem mecânica), assim como o destorque dos parafusos de fixação dos pilares protéticos obtidos esta apresentada na tabela 1.

Tabela 1 – Estatísticas descritivas das mensurações em cada momento segundo os grupos avaliados

Grupos	Variáveis	Mediana	Média	Desvio-padrão
Plástico	GAP – Inicial (μm)	37	38	8
	GAP – Após ciclagem mecânica (μm)	58	62	20
	Destorque (Ncm)	6,5	8,0	3,742
Metálico	GAP – Inicial (μm)	35	33	5
	GAP – Após ciclagem mecânica (μm)	41	42	5
	Destorque (Ncm)	10,5	10,3	2,003
Neodent	GAP – Inicial (μm)	2	4	6
	GAP – Após ciclagem mecânica (μm)	20	20	4
	Destorque (Ncm)	16,0	16,0	2,16
Zirkonzahn	GAP – Inicial (μm)	4	5	6
	GAP – Após ciclagem mecânica (μm)	19	19	8
	Destorque (Ncm)	13,0	12,2	2,53

Para a verificação de normalidade (Tabela 2) nas variáveis em cada grupo foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk e a hipótese de normalidade foi rejeitada. Dessa forma, o teste empregado para as comparações estatísticas foi o de Kruskal-Wallis, também conhecido como Análise de variância não-paramétrica. Para verificação da

diferença estatística entre os grupos, foi adotado o teste de Dunn com 5% de significância (Tabela 3).

Tabela 2 – Resultados do teste de normalidade Shapiro-Wilk (p-valores)

Diferença entre o primeiro e segundo momento nos grupos:	p-valor
Plástico	0,018*
Metálico	0,009*
Neodent	0,153
Zirkonzahn	0,517

* p-valor < 0,050, rejeita-se a hipótese de normalidade

Tabela 3 – Resultados do teste de Dunn

Variáveis	Grupos	Postos médios – Subgrupos Homogêneos		
		A	B	C
Interface pilar/implante Inicial (μm)	Plástico		32,35	-
	Metálico		28,65	-
	Neodent	9,75		-
	Zirkonzahn	11,25		-
Interface pilar/implante Após ciclagem mecânica (μm)	Plástico			32,80
	Metálico		26,00	
	Neodent	11,56		
	Zirkonzahn	8,80		
Destorque parafuso protético (Ncm)	Plástico	9,40		
	Metálico		16,70	
	Neodent			33,45
	Zirkonzahn		22,45	

Observando a tabela 3, pode-se notar que os grupos Plástico e Metálico

apresentaram maiores valores de interface pilar/implante no momento inicial quando comparados aos grupos Neodent e Zirkozahn, sendo estes semelhantes entre si estatisticamente. Após o ensaio de ciclagem mecânica, o grupo Plástico se destacou dos demais grupos apresentando os maiores valores de interface pilar/implante, seguido do grupo Metálico, enquanto os grupos Neodent e Zirkozahn continuaram com os menores valores, continuando estes semelhantes estatisticamente.

Tabela 4 – Resultados dos testes de comparação entre os momentos (valores em micrometros)

Grupos	Momentos – GAP	Média dos valores	Média das diferenças	p-valor
Plástico	Inicial	38	-	0,005 ^b
	Após ciclagem	62		
Metálico	Inicial	33	-	0,005 ^b
	Após ciclagem	42		
Neodent	Inicial	4	16	0,000 ^a
	Após ciclagem	20		
Zirkozahn	Inicial	5	14	0,000 ^a
	Após ciclagem	19		

a – teste t pareado

b – teste de Wilcoxon

Ao analisar a tabela 4 observa-se diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$) entre os momentos para todos os materiais. Pode-se dizer que no momento após a ciclagem os valores são maiores. Ao rejeitar-se a hipótese de normalidade para os grupos Plástico e Metálico (Tabela 2), utiliza-se o teste t pareado. Enquanto que para os grupos Neodent e Zirkozahn observa-se normalidade entre os grupos, utilizando dessa forma o teste de Wilcoxon.

Tabela 5 – Medianas do Destorque e grupos semelhantes (Ncm)

Variáveis	Plástico	Metálico	Neodent	Zirkonzahn
Destorque	6,50 ^A	10,50 ^B	16,00 ^C	13,00 ^B

* Letras iguais denotam grupos semelhantes estatisticamente

Em relação ao destorque dos parafusos protéticos (Tabela 5), o grupo Plástico obteve os menores valores, seguido dos grupos Metálico e Zirkonzahn, os quais foram semelhantes estatisticamente, e o grupo Neodent foi o que apresentou os maiores valores para o destorque dos parafusos protéticos.

As comparações entre as interfaces pilar/implante dos quatro grupos estudados antes e após o ensaio de cilagem mecânica, bem como em relação aos materiais avaliados, podem ser observadas na tabela 6.

Tabela 6 – Medianas das Interfaces Pilar/implante e grupos semelhantes (valores em micrometros)

Variáveis	Plástico	Metálico	Neodent	Zirkonzahn
GAP(Inicial)	37 ^{A a}	35 ^{A a}	2 ^{B a}	4 ^{B a}
GAP (Final)	58 ^{A b}	41 ^{B b}	20 ^{C b}	19 ^{C b}

* Letra (maiúscula) corresponde a comparação na horizontal, ou seja, entre os materiais. Letra (minúscula) corresponde a comparação na vertical, ou seja, entre os momentos. Letras iguais denotam grupos semelhantes estatisticamente

Observa-se pela tabela 7, à seguir, que nenhum dos coeficientes de correlação foram estatisticamente significativos ($p > 0,05$), ou seja, não se pode dizer que há uma associação entre a interface pilar/implante e o destorque dos parafusos protéticos.

Tabela 7 – Resultados da correlação entre a Interface Pilar/Implante e Destorque em cada grupo

Grupos	Resultados da correlação	
	Coefficiente	p-valor
Plástico	-0,279	0,435
Metálico	-0,502	0,140
Neodent	0,312	0,414
Zirkonzahn	-0,551	0,099

Estatisticamente significativo ($p < 0,05$)

6 DISCUSSÃO

O tratamento com implantes osseointegrados vem sendo largamente utilizado na odontologia nos últimos anos e, muitas vezes, indicado como primeira opção de tratamento para pacientes que perderam um ou mais elementos dentários. Contudo, o sucesso da reabilitação dentária requer equilíbrio entre fatores biológicos e mecânicos (Jemt et al., 1990; Jemt et al., 1991; Laney et al., 1994; Balshi et al., 1996; Taylor, 1998; Cibirka et al., 2001). Os principais problemas biológicos são inflamação dos tecidos moles perimplantares e a perda óssea em torno do implante, que pode levar ao fracasso do mesmo (Weiss et al., 2000; Goodacre et al., 2003). Entre os problemas mecânicos podem ser citados: a falta de adaptação passiva entre os componentes do sistema, os desajustes entre a plataforma do implante e o pilar protético, o afrouxamento e/ou fratura dos parafusos e a fratura de componentes protéticos e do próprio implante (Breeding et al., 1993; Binon, 1994; Taylor, 1998).

A passividade entre os componentes proporciona próteses conectadas aos implantes sem que tensões sejam geradas ao sistema. Essa característica foi relatada por alguns autores como fator mecânico de fundamental importância para o sucesso deste tipo de tratamento (Patterson & Johns, 1992; Binon, 1994; Byrne et al., 1998; Taylor, 1998; Cibirka et al., 2001). Entretanto, algumas pesquisas mostraram que é muito difícil ou talvez impossível a confecção de uma prótese totalmente passiva, pois fatores relacionados com a fabricação dos componentes e com as etapas laboratoriais e clínicas da elaboração dos trabalhos influenciam na obtenção da passividade (Byrne et al., 1998; Taylor, 1998; Sartori & Francischone, 2000; Hecker & Eckert, 2003).

Segundo Binon (1994), a adaptação da interface pilar/implante está diretamente relacionada com a precisão na fabricação dos componentes e com o torque aplicado nos parafusos dos pilares. O contato entre pilar protético e o implante determina a redução da carga transmitida ao parafuso protético, garantindo alta eficiência destes componentes (Byrne et al., 1998).

Altas expectativas estéticas dos pacientes e dos profissionais na área odontológica vêm sendo cada vez mais avaliada e requisitada, sendo em muitos casos um grande desafio, pois a estética e função devem estar aliados com um bom desempenho do material utilizado. No início dos trabalhos protéticos implantossuportados usava-se exclusivamente os pilares metálicos. No entanto, essa forma de tratamento oferece como desvantagem principal, a estética. O uso de pilares protéticos convencionais (Grupos Plástico e Metálico) possibilita menor translucidez da cerâmica em uma coroa sobre implante (Schiroli, 2004; Ormianer & Schroli, 2006). O resultado são dentes mais escuros quando comparados aos dentes naturais adjacentes (Castellon et al., 2003). Além disso, os pilares protéticos metálicos podem produzir uma cor acinzentada na margem gengival da coroa protética sobre implante (Castellon et al., 2003; Cody, 2006). Isso pode ser mais evidente em pacientes com uma linha de sorriso alta ou com um fenótipo gengival mais fino (Castellon et al., 2003; Schiroli, 2004; Ormianer & Schroli, 2006; Cody, 2006).

Neste contexto, os pilares cerâmicos começaram a ser desenvolvidos e utilizados clinicamente e desde então vários materiais vêm sendo estudados, como por exemplo, a leucita, o dissilicato de lítio e o óxido de zircônio estabilizado por ítrio, todos com a finalidade de melhorar o desempenho mecânico aliado a uma estética satisfatória. Em contraste aos pilares metálicos, o uso de um pilar de cerâmica não

obstrui a transmissão de luz natural facilitando a estética no resultado final do trabalho protético. A forma da restauração, o material restaurador e a biocompatibilidade desse material tem um papel importante para possibilitarmos ao paciente um sorriso agradável. A utilização desses pilares estéticos (Grupos Neodent e Zirkonzahn) permite ao cirurgião-dentista oferecer ao seu paciente uma restauração de cerâmica pura. A vantagem disso é que possibilita uma cor natural dos dentes, além de produzir um perfil de emergência esteticamente agradável na margem gengival da restauração (Cody, 2006; Christensen, 2007). A zircônia é um material restaurador com excelente biocompatibilidade, baixa condutividade elétrica, baixa condutividade térmica e alta resistência à flexão e resistência à fratura, o que permite o uso deste material como pilar de próteses sobre implante também em regiões posteriores (Segal, 2001; Yildirim et al., 2003; Glauser et al., 2004; Gehrke & Degidi, 2006; Christensen, 2007).

Em alguns estudos clínicos prospectivos (Henriksson & Jemt, 2003; Glauser et al., 2004) observou-se que a utilização de pilares de zircônia foi bem sucedida e que os mesmos suportaram cargas na região anterior e de pré-molares, sendo comparados em relação a resistência, à pilares metálicos tradicionalmente utilizados.

Além de novas possibilidades quanto à diversidade de materiais, outros métodos de fabricação estão sendo desenvolvidos, com a finalidade de obtenção de um conjunto prótese/implante minimamente desadaptado. Desta forma, muitas empresas vêm utilizando o sistema CAD/CAM (Computer-Aided-Design/Computer-Assisted-Machining), no desenvolvimento de infra-estruturas para obtenção de uma adaptação precisa. Segundo as empresas relacionadas neste estudo (Neodent e Zirkonzahn) o nível de fidelidade de precisão é de 20 μ m e 5 μ m, respectivamente. Dessa forma, os pilares confeccionados em zircônia estariam melhores adaptados

aos implantes, gerando menor tensão a todo o sistema pilar/implante, diminuindo possíveis complicações, tais como, afrouxamento e/ou fratura do parafuso e possibilitando uma resposta tecidual positiva do tecido perimplantar circunjacente.

A interface pilar/implante pode ser avaliada levando em consideração a profundidade da fenda, o desajuste vertical ou o horizontal (Kano et al., 2004). Neste estudo o parâmetro utilizado para avaliar a interface foi o desajuste vertical que, segundo Barbosa et al. (2008), é o espaço existente entre a superfície superior da plataforma do implante e a superfície inferior da base do pilar. Em cada amostra foi avaliado quatro pontos, seguindo metodologia proposta por Hecker & Eckert (2003). Entretanto, tanto antes como após ciclagem mecânica, em cada um dos quatro pontos da amostra, a medida da interface foi realizada três vezes, de forma que 12 valores por amostra foram obtidos, sendo posteriormente calculada a média aritmética.

Analisando as médias dos valores de interface dos grupos avaliados, foram constatados valores não-paramétricos, desta forma utilizou-se valores medianos para as comparações, que podem ser observados nas tabelas 1 e 2. Os valores medianos das interfaces pilar/implante antes da ciclagem mecânica dos grupos foram: Plástico, 37 μ m; Metálico, 35 μ m; Neodent, 2 μ m; Zirkonzahn, 4 μ m (Tabela 1). Após serem submetidos ao ensaio mecânico, os valores encontrados foram: Plástico, 58 μ m; Metálico, 41 μ m; Neodent, 20 μ m; Zirkonzahn, 19 μ m (Tabela 1).

A interpretação estatística evidenciou que os grupos Plástico e Metálico não apresentaram diferença estatística significativa entre os valores iniciais, bem como os grupos Neodent e Zirkonzahn. Contudo, os grupos Plástico e Metálico foram diferentes estatisticamente em relação aos grupos Neodent e Zirkonzahn, antes do ensaio de ciclagem mecânica (Tabela 6), apresentando maiores valores para a

interface pilar/implante, enquanto o Neodent e Zirkozahn os menores valores. Após a ciclagem mecânica, o grupo Plástico se destaca dos demais com os maiores valores, seguido do grupo Metálico. Já os grupos Neodent e Zirkozahn continuaram com os menores valores. Dessa forma, como observado na tabela 6, o grupo Plástico evidenciou diferença estatística significativa em relação ao grupo Metálico, Neodent e Zirkozahn, assim como o grupo Metálico mostrou diferença estatística significativa em relação a ambos os grupos de zircônia. Os grupos Neodent e Zirkozahn não mostraram diferença estatística entre si após a ciclagem mecânica, evidenciando menores valores de interface.

Neste estudo os resultados dos grupos que utilizaram o sistema CAD/CAM (Neodent e Zirkozahn), foram próximos dos preconizados pelas empresas fabricantes. Para o Grupo Neodent, os valores variaram de $2\mu\text{m}$ a $20\mu\text{m}$ e para o Grupo Zirkozahn essa variação ficou entre $4\mu\text{m}$ a $19\mu\text{m}$. Enquanto que o Grupo Plástico e Metálico essa variação foi entre $37\mu\text{m}$ a $58\mu\text{m}$, e $35\mu\text{m}$ a $41\mu\text{m}$, respectivamente. Evidenciando desta forma, que este método de confecção é mais efetivo na confecção de estruturas com menor grau de distorção e desadaptação, graças à técnica e acuidade desde o escaneamento do modelo até a fresagem do bloco de zircônia de forma totalmente computadorizada e em vários eixos, permitindo um maior controle da técnica.

Ao comparar o grupo Metálico com ambos os grupos de zircônia, acredita-se que o procedimento laboratorial utilizado para sobrefundição, pode ter provocado alteração na porção pré-fabricada do componente, gerando maiores valores de desadaptação, quando comparados aos Grupos Neodent e Zirkozahn. Nos casos onde utilizou-se componentes totalmente calcináveis para os grupos Neodent e Zirkozahn, as possíveis falhas de adaptação ocasionadas no processo de

enceramento, são compensadas pelo sistema CAD/CAM.

Usualmente o escaneamento é feito tanto na plataforma do implante quanto do pilar encerado. No caso do presente estudo, o escaneamento da plataforma do implante foi feita em seus respectivos análogos, realizado dessa forma para melhor simular a situação rotineira de uma clínica odontológica. Ao se fazer o escaneamento do pilar encerado e da plataforma do análogo, essas duas imagens são unidas pelo software empregado e possíveis correções são feitas, possibilitando perfeita adaptação entre ambos na imagem do software. Em seguida, o sistema CAM (Computer Assisted Manufacture) é responsável pela fabricação das peças em tornos especiais, auxiliada por computador. Outro ponto observado pelos resultados, é que não foi evidenciada diferenças quanto aos fabricantes que utilizaram a técnica CAD/CAM avaliados, sendo que ambos apresentaram valores semelhantes.

Em outros estudos boas adaptações desse tipo de material foi verificada, assim como o encontrado nesta pesquisa. Gonzalo (2008) ao estudar desadaptação cervical de próteses parciais fixas confeccionadas pelo método de leitura CAD/CAM de dois sistemas distintos, sistema Procera e sistema Lava, verificou que ambos os sistemas cerâmicos de zircônia obtiveram desadaptações aceitáveis clinicamente. Diferente de Lang et al. (2003), que verificaram a adaptação de pilares Procera em diferentes sistemas de implantes utilizando torque de 32Ncm, e mensurando o assentamento através de radiografia. O presente estudo utilizou torque de 20Ncm e mensurou a desadaptação por meio de microscopia. Apesar de metodologias diferentes, ambos observaram boas adaptações entre os pilares estudados e os implantes.

Já Coli & Karlsson (2004) estudaram a adaptação marginal de infra-estruturas de zircônia fabricados a partir da tecnologia CAD/CAM Denzir. Eles verificaram uma

média de desadaptação marginal de 50 μ m, variando entre 0 a 115 μ m. No presente estudo, a variação de desadaptação vertical para os pilares em zircônia foi de 0 e 37 μ m, um valor bem abaixo do nível observado por Coli & Karlsson (2004), desta forma, também podemos concluir que os níveis de desadaptação encontrados neste estudo pode ser clinicamente aceitável.

Assim como Sartori & Francischone (2000) e Carvalho et al. (2004) também compararam o desajuste vertical pilar/implante entre pilares UCLA pré-fabricados, sobre-fundidos e calcináveis. Da mesma forma verificada nos trabalhos citados, o presente estudo também evidenciou que os cilindros pré-fabricados (Grupo Metálico) apresentavam melhor comportamento que os fundidos (Grupo Plástico). No caso dos grupos Neodent e Zirkozahn, foram utilizados apenas UCLA totalmente plástico, pois segundo os fabricantes, não haveria necessidade da confecção dos pilares em zircônia a partir de UCLA com base metálica. Pois, independente do UCLA utilizado, o software dos fabricantes minimizam possíveis erros de fabricação do UCLA e faz correções após o escaneamento, objetivando dessa forma, remover qualquer desajuste pilar/implante decorrente do processo de enceramento para confecção dos pilares em zircônia.

Com relação ao desajuste vertical, é importante salientar que embora não tenhamos encontrado na literatura um valor definido como mínimo aceitável, é fundamental para o sucesso de um tratamento protético que ele seja o menor possível. Porém, Taylor (1998) em uma análise crítica da frequência e severidade das complicações protéticas associadas com o uso de implantes dentais, questionou o método que deveria ser usado para determinar clinicamente a magnitude das interfaces pilar/implante e que nível de desadaptação seria o aceitável. Os valores considerados aceitáveis para a interface pilar/implante diferem em estudos

encontrados na literatura. Segundo Kan et al. (1999) o nível de desajuste vertical considerado aceitável pode variar de 10 μ m a 150 μ m. Durante a avaliação de desajuste vertical entre componentes pré-fabricados, Gratton et al. (2001) encontraram valores próximos a 17 μ m e Carvalho et al. (2004), variando de 5,8 a 8,8 μ m. Byrne et al. (1998), ao avaliarem a interface pilar/implante em pilares pré-fabricados, fundidos e sobrefundidos, encontraram valores entre 36 e 86 μ m, sendo que os maiores valores foram encontrados no grupo de pilares fundidos. Sartori & Francichone (2000), encontraram valores entre 5,8 e 20,78 μ m para componentes pré-fabricados e entre 23,10 e 111,84 μ m para componentes fundidos e sobrefundidos. Taylor (1998) e Kan et al. (1999) enfatizam que não existe ajuste perfeito entre o pilar e o implante. Sabe-se que grandes fendas podem determinar problemas (Barbosa et al., 2008), pois favorecem a colonização bacteriana, com conseqüente aumento de potencial de irritação dos tecidos circunjacentes ao implantes (Dixon et al., 1995; Byrne et al., 1998).

A transposição de uma situação in vitro para in vivo é um grande desafio para pesquisas de materiais e componentes odontológicos. Primeiramente a simulação de tais situações em um ambiente laboratorial é essencial para o conhecimento da resposta do objeto em estudo. Um material será realmente eficiente se todos os pré-requisitos físicos, químicos, mecânicos e estéticos, responderem favoravelmente em situações in vivo, ou seja, em função, sob esforços mastigatórios e condições inerentes a cavidade oral. Neste contexto a aplicação da carga cíclica simula a função mastigatória e alguns estudos comprovaram que altera o assentamento dos pilares, podendo provocar afrouxamento do parafuso ou fatura dos parafusos ao longo do tempo (Cibirka et al., 2001; Gratton et al., 2001; Hecker & Eckert, 2003). Alguns trabalhos disponíveis na literatura consultada utilizaram ensaios de ciclagem

mecânica na análise dos pilares (Cibirka et al., 2001; Gratton et al., 2001; Hecker & Eckert, 2003; Kano et al., 2004), porém empregaram metodologias variadas no que se refere à frequência, número de ciclos e carga aplicada.

Gratton et al. (2001) relataram que um indivíduo realizando em média três episódios mastigatórios por dia, com cerca de 15 minutos de duração cada e frequência de 1Hz (sessenta ciclos por minutos), geram o equivalente a 2700 ciclos mastigatórios/dia, o equivalente a um milhão de ciclos/ano. Em vários estudos analisados, não houve consenso sobre o número de ciclos utilizado. A metodologia empregada neste estudo simulou a condição clínica de estabilidade da união entre componentes protéticos e o implante em função na cavidade bucal num período de aproximadamente um ano. Este é um fator relevante, visto que, a reprodução das condições observadas clinicamente, permite a realização de considerações em virtude da aplicabilidade clínica dos implantes e seus componentes protéticos.

Dependendo da região dentária em que é registrada, a carga mastigatória pode variar entre 200 e 2440N. Na região de incisivos pode alcançar 222N, na região de pré-molares 453N e na região de molares aproximadamente 880N (Gratton et al., 2001). Os pilares utilizados neste estudo foram enceradas com altura de 8mm e forma de pré-molar, seguindo metodologia proposta por Binon (1998). Para o ensaio mecânico, a carga aplicada foi de 300N justamente por ser próxima dos valores registrados na região de pré-molares, seguindo as normas da ISO 14.801.

Os resultados deste estudo demonstraram que a ciclagem mecânica exerceu influência nos valores de desajuste vertical avaliados, visto que em todos os grupos os valores após a ciclagem foram maiores quando comparados aos valores iniciais, independente do método de confecção bem como do material avaliado.

Desta forma, levando em consideração que a ciclagem mecânica teve

influência nos resultados, outro ponto a ser discutido à vista do desajuste vertical bem como da passividade do sistema, é o próprio parafuso protético. Quando um pilar é parafusado, ocorre contato entre as roscas do parafuso e as do implante, gerando uma força de compressão, denominada pré-carga, que é responsável por manter unidos o pilar protético e o implante (Breeding et al., 1993; Weiss et al., 2000; Cibirka et al., 2001; Misch, 2007). A pré-carga melhora o efeito de travamento e a força de fadiga do parafuso, porém para ser eficiente, ela deve ser menor que o limite de elasticidade, ou seja, menor que a carga máxima que pode ser aplicada sem que deformações permanentes possam ser geradas no material do parafuso (Binon, 1994; Elias & Figueira, 2003; Misch, 2007). Neste estudo todas as amostras foram parafusadas com parafusos de titânio sextavados, sendo realizadas o pré-torque de 20Ncm e após dez minutos o parafuso recebeu novamente torque de 20Ncm, objetivando compensar a perda inicial da pré-carga nos parafusos.

O torque adequado é fundamental na manutenção do sistema, pois se o mesmo for insuficiente, as cargas geradas durante a mastigação poderão ocasionar micromovimentação dos pilares, culminando com a perda da pré-carga e consequente afrouxamento dos parafusos. Se o mesmo for aplicado com valores acima do limite de elasticidade, poderão ocorrer amassamento e alteração da forma das roscas do parafuso além de outras alterações plásticas dos componentes, também com redução da pré-carga (Patterson & Johns, 1992; Breeding et al., 1993; Binon, 1994; Elias & Figueira, 2003; Misch, 2007). Se a pré-carga diminuir, o parafuso pode se soltar promovendo a desadaptação entre o pilar e o implante (Cibirka et al., 2001; Elias & Figueira, 2003). O torque para cada parafuso depende de uma série de variáveis relacionadas às propriedades físicas do material, entre elas: dureza dos componentes, tipo de roscas dos parafusos e acabamento e

tratamento das superfícies (Lang et al., 2002). Desta forma, os fabricantes indicam valores de torque específicos para cada sistema e tipo de parafuso e, quase sempre, esse valor é de 75% do torque máximo suportado por aquele parafuso, evitando que seja atingido o limite de elasticidade e ocorra deformação permanente (Binon, 1994; Gratton et al., 2001; Misch, 2007). Neste estudo foram utilizados parafusos sextavados com torque de 20Ncm e os torques foram aplicados com auxílio de um torquímetro analógico com precisão de $\pm 2\%$ (Tohnichi, Japan).

Cantwell & Hobkirk (2004) testaram a hipótese de que conexões parafusadas, mesmo quando aplicado o torque, perdem pré-carga antes mesmo de serem submetidos à carga externa e concluíram que 40% de perda inicial de pré-carga ocorre nos dez primeiros minutos após aplicação do torque. Neste estudo, após dez minutos do torque inicial, os mesmos valores de torque foram reaplicados em todas as amostras, compensando a perda inicial de pré-carga, conforme metodologia proposta por Breeding et al. (1993).

Foram avaliados os valores de destorque, objetivando verificar se havia correlação entre os mesmos e os valores encontrados das interfaces pilar/implante de cada grupo e a interferência da ciclagem mecânica. Segundo Breeding et al. (1993) a fricção entre as roscas dos parafusos é maior nos apertos iniciais, reduzindo com sucessivos torques e destorques. Neste estudo todos os grupos apresentaram perda de torque após ciclagem mecânica, ou seja, ocorreu afrouxamento dos parafusos independente do tipo material utilizado. Esses valores são relativamente baixos em relação ao torque utilizado inicialmente. Esse resultado é sugestivo de uma micromovimentação na interface entre pilar protético e implante, o que pode ser um potencial de falha nas próteses (Gratton et al., 2001) e de irritação mecânica dos tecidos moles adjacentes ao implante (Krejci et al., 1994;

Gratton et al., 2001), se considerarmos condições clínicas. Os maiores valores de destorque foram apresentados pelo grupo Plástico, seguido dos grupos Metálico e Zirkonzahn, e o grupo Neodent obteve os maiores valores de destorque (Tabela 7). Os resultados obtidos indicam que, embora se tenha utilizado um torque inicial considerado ideal, obedecendo as instruções do fabricante, a perda da força de união entre as estruturas avaliadas foi elevada. Contudo, não foi confirmada correlação positiva entre os fatores estudados, ou seja, não é possível afirmar que um maior valor de interface esteja correlacionado com o desaperto do parafuso.

Podemos observar valores de destorque menores para o grupo Plástico, valores intermediários para os grupos Metálico e Zirkonzahn, e valores maiores para o grupo Neodent, ou seja, numericamente o grupo Neodent perdeu menos carga em seus parafusos protéticos. Isso leva a crer que onde houve maior desadaptação, os parafusos foram desapertados com maior facilidade. Assim como no trabalho de Barbosa et al. (2008) que também investigaram se havia correlação direta entre o nível de desadaptação vertical da interface pilar/implante e o destorque, e os resultados também não confirmaram esta correlação.

É importante salientar que os pilares estéticos aqui estudados, são totalmente de zircônia, inclusive o hexágono que entra em contato com a plataforma do implante. Essa união entre o pilar de zircônia e a plataforma do implante deu-se através de um torque de 20Ncm, o qual cria um atrito entre as partes, o que pode estar associado aos baixos valores de desadaptação aqui neste estudo encontrados. Contudo, são necessários mais estudos para observar se microtrincas podem ocorrer nessas estruturas de zircônia, o que poderia acarretar no fracasso do uso desses materiais, levando-os à fratura.

A desvantagem da seleção de um sistema totalmente em cerâmica

restauradora é o custo. O custo é mais elevado quando comparado com pilares metálicos. No entanto, o custo não pode inibir o uso desta nova tecnologia, que tende a diminuir à medida que mais dentistas selecionarem esse tipo de tratamento aos seus pacientes.

Este estudo se mostrou interessante, frente as variáveis que foram propostas, bem como a aplicabilidade clínica encontrada, visto que é uma metodologia que vem sendo amplamente utilizada. Estudos futuros se mostram oportunos à continuação desta pesquisa, levando-se em consideração um aumento do número de ciclos, simulando mais anos do sistema em função, bem como o comportamento da cerâmica no caso, zircônia, e sua microestrutura frente a situações que correspondam uma utilização em longo prazo.

7 CONCLUSÃO

Diante da metodologia aplicada e dos resultados obtidos, foi possível concluir que:

- 1- Os valores das interfaces pilar/implante encontrados nos grupos Plástico e Metálico foram maiores que nos grupos Neodent e Zirkozahn, tanto antes como após aplicação de carga cíclica.
- 2- A interface pilar/implante em todos os grupos aumentou após o ensaio de ciclagem mecânica.
- 3- Houve perda de torque após aplicação de carga cíclica em todos os grupos estudados.
- 4- Não é possível afirmar que o maior valor de interface pilar/implante esteja relacionado com o menor valor de destorque dos parafusos protéticos.

REFERÊNCIAS

- 1 - Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981 Dec; 10(6):387-416.
- 2 - Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990 Fall; 5(3):272-81.
- 3 - Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant supported single-tooth replacement: the Toronto study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(3):311-21.
- 4 - Balshi TJ, Hernandez RB, Pryslak MC, Rangert BA. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(3):372-78.
- 5 - Johnson RH, Persson GR. Evaluation of a single-tooth implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(3):396-404.
- 6 - Ricci G, Aimetti M, Stablum W, Guasti A. Crestal bone resorption 5 years after implant loading: clinical and radiologic results with a 2-stage implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(4):597-602.
- 7 - Mcmillan AS, Allen PF, Bin I. I. A retrospective multicenter evaluation of single tooth implant experience at three centers in the United Kingdom. *J Prosthet Dent* 1998; 79:410-414.
- 8 - Wannfors K, Smedberg J. A prospective clinical evaluation of different single-tooth restoration designs on osseointegrated implants. A 3-year follow-up of Branemark implants. *Clin Oral Implants Res* 1999; 10:453-458.
- 9 - Schwartz-Arad D, Samet N, Samet N. Single tooth replacement of missing molars: A retrospective study of 78 implants. *J Periodontol* 1999; 10:449-454.

Referências elaboradas segundo o modelo Vancouver

- 10 - Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated protheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49:843-848.
- 11 - Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant. *Implant Dent* 2001; 10(2):85-92.
- 12 - Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(1):26-34.
- 13 - Sakagushi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(6):655-661.
- 14 - Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent* 1998; 79:74-78.
- 15 - Binon PP. The external hexagonal interface and screw-joint stability: a primer on threaded fasteners in implant dentistry. *Quintessence Dent Technol* 2000; 31(1):91-105.
- 16 - Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 80(2):184-192.
- 17 - Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported protheses in the edentulous jaw. Analysis of precision of fit between cast gold -alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res* 1995, 6(3):172-180.
- 18 - Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on the crestal bone changes round titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2001 Oct; 72(10):1372-1383.
- 19 - Lewis SG, Beumer J, Moy P, Hornburg W. The UCLA abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3:183-189.
- 20 - Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in protheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(5):589-598.

- 21 - Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework:marginal accuracy analysis. *Journal Appl Oral Science* 2004; 12(4):337-343.
- 22 - Andersson B, Taylor A, Lang BR, Scheller H, Schärer P, Sorensen JA, et al. Alumina ceramic implant abutments for single-tooth replacement: A prospective 1- to 3-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2001; 14 :432-438.
- 23 - Henriksson K, Jemt T. Evaluation of custom-made Procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement. A prospective 1-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 2003; 16:626-630.
- 24 - Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. A ceramic implant abutments for short-span FDPs : A prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2003; 16:640-646.
- 25 - Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zircônia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992; 68:322-326.
- 26 - Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; 4:89-106.
- 27 - Gehrke P, Kielhorn J. CERCON implant abutments: Beauty follows function. *Int Magazin Oral Implantol* 2004; 5(3):6-13.
- 28 - Sadoun M, Perelmuter S. Alumina-zirconia machinable abutments for implant-supported single-tooth anterior crowns. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1997; 9:1047-1053.
- 29 - Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments – A new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000; 20:81-91.
- 30 - Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson H. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand* 1989; 47:279-286.
- 31 - Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51:129-134.

- 32 - Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 1996; 76 :187-193.
- 33 - Suttor D. Lava Zirconia crowns and bridges. *Int J Comput Dent* 2004 Jan; 7(1):67-76.
- 34 - Kano SC. Disadjustment of prosthetic components using different alloys. *J Dent Res* 1995; 74(3):806.
- 35 - Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996 Sep-Oct; 11(5):620-625.
- 36 - Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent* 1996 Winter; 5(4):235-48.
- 37 - Sartori IAM, Francischone CE. Análise comparativa da interface intermediário cilindro protético. *Rev Bras Odontol* 2000; 57(6): 367-371.
- 38 - Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cemented-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol* 2001 Sep; 72(9):1146-1150.
- 39 - King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in canine mandibles. *J Periodontol* 2002 Oct; 73(10):1111-1117.
- 40 - Joly JC, Lima AFM. Características da superfície e da fenda implante intermediário em sistemas de dois e um estágios. *J Appl Oral Sci* 2003; 11(2):107-113.
- 41 - Mendonça G, Neves FD, Prado CJ, Fernandes Neto AJ. Estudo comparativo do ajuste entre implantes e pilares de seis diferentes sistemas. *Robrac* 2004; 13(36): 38-42.
- 42 - Fujiwara CA, Magro Filho O, Oliveira NTC, Queiroz TP, Abla MS, Pardini LC. Assessment of the interface between implant and abutments of five systems by scanning electronic microscopy. *Journal of Osseointegration* 2009; 2(1): 87-93.

43 - Baumgarten H, Cocchetto R, Testori T, Meltzer A, Porter S. A new implant design for crestal bone preservation: initial observations and case report. *PractProced Aesthet Dent* 2005 Nov-Dec; 17(10):735-740.

44 - Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol* 2005; 31(6):269-75.

45 - Duarte ARC, Rossetti PHO, Rossetti LMN, Torres SA, Bonachela WC. In vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces. *J Periodontol* 2006 Nov; 77(11):1828-1832.

46 - Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22(6):928-938.

47 - Barbosa GA, Bernardes SR, Neves FD, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J* 2008; 19(4):358-363.

48 - Schulte JK. External hex manufacturing tolerance of six implant systems: a pilot study. *Implant Dent* 1994 Spring; 3(1):51-53.

49 - Binon PP. The role of screw in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9 Suppl: 48-63.

50 - Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9 Suppl: 48-63.

51 - Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999 Jan-Feb; 14(1):94-100.

52 - Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implant Res* 2000 Oct; 11(5):448-457.

53 - Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and

teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implant Res* 2001 Feb;12(1):26-34.

54 - Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002; 29 (Suppl. 3):197-212.

55 - Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006 Feb; 26(1):9-17.

56 - Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995; 73(1): 171-176.

57- Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in Prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int. J. Prosthodont* 2002; 15(1):38-42.

58- Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003; 89(4):346-351.

59- Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: Fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence International* 2006; 37(1):41-48.

60 - Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Impl Res* 2008; 19:1276–1284.

61 - Binon PP, Mchugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996; 9(6):511-519.

62 - Faulkner MG, Wolfaardt JF, Chan A. Measuring abutment/implant joint integrity with the Periotest instrument. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999 Sep- Oct; 14(5):681-8.

63 - Constantino A. Avaliação da variabilidade na aplicação de torque através de chaves digitais (com os dedos). *Rev Bras Implant* 2001 Jul-Set ; 7(3):18-20.

- 64 - Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001 Mar; 85(3):268-75.
- 65 - Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(1):124-132.
- 66 - Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont* 2006; 15(2):77-81.
- 67 - Misch CE. *Prótese sobre implantes*. São Paulo: Santos; 2007.
- 68 - Coppedê AR. Estudo biomecânico da conexão implante/pilar protético em implantes do sistema cone Morse [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, 2007. 101p.
- 69 - Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent* 2002; 87(1):74-79.
- 70 - Lang LA, Sierraalta M, Hoffensperger M, Hoffensperger M, Wang RF. Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003 Sep-Oct; 18(5):652-8.
- 71 - Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodontics* 2004; 17(1): 59-64.
- 72 - Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005 ; 20 :108-114.
- 73 - Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(4):575-80.
- 74 - Canullo L. Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. *Int J Prosthodontics* 2007; 20(5):489-493.
- 75 - Christensen G. Selecting the best abutment for a single implant. *JADA* 2008; 139: 484-487.

- 76 - Gonzalo E. Marginal fit of zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodontics* 2008; 21(5):398-399.
- 77 - Att W, Hoischen T, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of all-ceramic crowns on implant abutments. *Clinical Implant Dent and Related Res* 2008; 10(4):218-225.
- 78 - Cunha TDA, Araújo RPC, Rocha PVB, Pazos Amoedo RM. Comparison of Fit Accuracy between Procera® Custom Abutments and Three Implant Systems. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 Dec 22 doi: 10.1111/j.1708-8208.2010.00323.x. [Epub ahead of print]
- 79 - Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001; 86(6): 24-32.
- 80 - Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent* 1998; 79 (4):430-432.
- 81 - Anusavice KJ. *Materiais dentários*. 11a ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005, 764p.
- 82 - Gratton DG, Aquilino AS, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001; 85 (1):47-52.
- 83 - Jemt T, Lekholm U, Gröndahl K. 3-year follow-up study of early single implant restorations ad modum Branemark. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1990; 10:340-349.
- 84 - Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, et al.. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:29-36.
- 85 - Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:49-54.
- 86 - Weiss E, Kozac D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000; 84 (2):194-199.

- 87 - Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003; 90 (2):121-132.
- 88 - Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993; 6:435-9.
- 89 - Schirotti G. Single-tooth restorations in the esthetic zone with pureform ceramic crowns: 3 case reports. *J Oral Implantol* 2004; 30:358–363.
- 90 - Ormianer Z, Schirotti G. Maxillary single-tooth replacement utilizing a novel ceramic restorative system: results to 30 months. *J Oral Implantol* 2006; 32:190–199.
- 91 - Castellon P, Potiket N, Soltys JL, Johnson J, Zavala J. All-ceramic restorative system for esthetic implant-supported crowns: in vitro evaluations and clinical case report. *Compend Contin Educ Dent* 2003; 24:673–683.
- 92 - Cody RP. Esthetics in implant dentistry: a case report using the Astra Tech Zir abutment in a maxillary anterior single tooth reconstruction. *US Dentistry* 2006; 27–28.
- 93 - Christensen GJ. Choosing an all-ceramic restorative material. *J Am Dent Assoc* 2007; 138:662–665.
- 94 - Segal BS. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *J Prosthet Dent* 2001;85:544–550.
- 95 - Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003; 90:325–331.
- 96 - Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004; 17:285–290.
- 97 - Gehrke P, Degidi M. Facilitation of full-ceramic implant restorations in the esthetic zone: utilizing prefabricated zirconium copings on corresponding implant abutments. *Implant Tribune* 2006; 1:20–22.
- 98 - Carvalho MCA, Neisser MP, Bottino MA. Avaliação in vitro, por MEV, da

interface implante/componente protético (Gold UCLA e UCLA Calcinável) fundidos em Ti c.p. e NiCrTiMo. Rev Bras Implantodont Prótese Implant 2004; 11 (42):133-140.

99 - Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. J Prosthet Dent 1999; 81 (1):7-12.

100 - Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening totation and deflection among three implant designs. J Prosthet Dent 1995; 74 (2): 270-278.

101 - Elias CN, Figueira DC. Torque para soltar parafusos de prótese sobre implantes. Rev Bras Odontologia – RBO 2003; 60 (5):343-345.

102 - Krejci I, Mueller E, Lutz F. Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive compocite crowns. J Dent Rest 1994; 73(6):1228-32.

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial desta obra, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Daher Antonio Queiroz

Taubaté, 28 de Setembro de 2011.