

UNIVERSIDADE SAGRADO CORAÇÃO

JULIA SGAVIOLI SANTO

**ANÁLISE COMPARATIVA DO DESAJUSTE VERTICAL NA
INTERFACE PILAR / IMPLANTE, EM PILARES UNITÁRIOS
OBTIDOS A PARTIR DE DIFERENTES MATERIAIS, ANTES
E APÓS CARGA CÍCLICA**

BAURU

2014

JULIA SGAVIOLI SANTO

**ANÁLISE COMPARATIVA DO DESAJUSTE VERTICAL NA
INTERFACE PILAR / IMPLANTE, EM PILARES UNITÁRIOS
OBTIDOS A PARTIR DE DIFERENTES MATERIAIS, ANTES
E APÓS CARGA CÍCLICA**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Centro de Ciências Biológicas aplicado como parte dos requisitos para obtenção do título de graduado em Odontologia, sob orientação do Prof. Dr. Luis Eduardo Butignon.

BAURU

2014

Santo, Julia Sgavioli.

S2371a

Análise comparativa do desajuste vertical na interface pilar/implante, em pilares unitários obtidos a partir de diferentes materiais, antes e após carga cíclica / Julia Sgavioli Santo -- 2014.

42f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Luis Eduardo Butignon.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Universidade do Sagrado Coração – Bauru – SP.

1. Interface Implante/pilar. 2. Desvio vertical. 3. Zircônia.
I. Bugtinon, Luis Eduardo. II. Título.

JULIA SGAVIOLI SANTO

**ANÁLISE COMPARATIVA DO DESAJUSTE VERTICAL NA
INTERFACE PILAR / IMPLANTE, EM PILARES UNITÁRIOS OBTIDOS
A PARTIR DE DIFERENTES MATERIAIS, ANTES E APÓS CARGA
CÍCLICA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Centro de ciências Biológicas da Universidade do Sagrado Coração como parte dos requisitos para obtenção do título de Odontólogo sob orientação do Prof. Dr. Prof. Dr Luis Eduardo Butignon.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Valdey Suedam

Universidade Sagrado Coração

USC – Bauru – SP

Prof. Dr. Thiago Amadei Pegoraro

Universidade Sagrado Coração

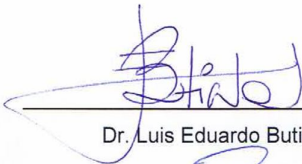
USC – Bauru – SP

Bauru, 12 de novembro de 2014.


ATA DE DEFESA DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Ata de Defesa do Trabalho de Conclusão de Curso em Odontologia de Julia Sgavioli Santo.


Ao dia doze de novembro de dois mil e quatorze, reuniu-se a banca examinadora do trabalho apresentado como Trabalho de Conclusão de Curso em Odontologia de JULIA SGAVIOLI SANTO: **“Análise comparativa do desajuste vertical na interface pilar/implante em pilares unitários obtidos a partir de diferentes materiais, antes e após carga cíclica.”** Compuseram a banca examinadora os professores Dr. Luis Eduardo Butignon (orientador), Dr. Thiago Amadei Pegoraro e Dr. Valdey Suedam. Após a exposição oral, a candidata foi arguida pelos componentes da banca que se reuniram, e decidiram, Aprovar, com a nota 10 a monografia. Para constar, fica redigida a presente Ata, que aprovada por todos os presentes, segue assinada pela Orientadora e pelos demais membros da banca.



Dr. Luis Eduardo Butignon (Orientador)



Dr. Thiago Amadei Pegoraro (Avaliador 1)



Dr. Valdey Suedam (Avaliador 2)

Dedico este trabalho aos meus queridos pais, Adalberto e Eliane, que não deixaram de lutar para me proporcionar essa incrível conquista. Obrigada do fundo do meu coração e espero retribuir todo esse amor, carinho e dedicação que tiveram por mim.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus por me orientar, abençoar e proteger , pois sempre que preciso ele me guia.

Aos meus queridos irmãos Luiza, Valdomiro e Helena simplesmente por existirem e estarem por perto de mim. São vocês que estarão comigo para o resto de minha vida e espero que seja sempre assim unidos, um apoiando o outro. Quero que saibam que estarei ao lado de vocês, sempre que precisarem.Obrigada por tudo.

Ao meu orientador Luis Eduardo Butginon por me orientar e ensinar um pouco do seu conhecimento. Você que não pensou duas vezes antes de aceitar meu pedido para me orientar, e mesmo sem muito tempo, por conta da sua agenda lotada, me ajudou com todo o prazer e dedicação de um incrível mestre .Muito obrigada.

A todos meus professores desde o jardim de infância ate a graduação. Foi através de seus conhecimentos, paciência e amor pela profissão que aprendi os passos certos os quais pretendo seguir.

Aos meus colegas de turma, todos os sessenta alunos que convivi por esses quatro anos de graduação. Levarei tudo o que vivi com vocês para o resto de minha vida.

Aos meus companheiros de clinica que foram com vocês que vivi experiências de insegurança, medo, e também de gratificação. A todos vocês muito obrigada por dividirem comigo esses momentos e por confiarem em mim para estar ao lado de vocês .Em especial a minha amiga Ana Beatriz, que esteve comigo nesses anos e se tornou uma incrível e inesquecível amiga, meu muito obrigada pelas diversas risadas, companheirismo, bate bocas, conselhos, almoços e saiba que não quero que nossa amizade acabe junto com a faculdade, que estarei sempre aqui se precisar de algo.

As minhas amigas Mariana e Karla que sem vocês a faculdade não seria a mesma, dividimos momentos inesquecíveis, risadas, noite das meninas, confidências churrascos, nervosos e também muitas alegria. Obrigada e saibam que vocês são minhas eternas amigas.

Aos meus amigos e familiares que me apoiaram e acompanharam toda essa incansável luta, que me ajudaram nas rifas, doces e sempre que precisei estavam a disposição . Muito obrigada.

“O sucesso nasce do querer, da determinação e persistência em se chegar a um objetivo. Mesmo não atingindo o alvo, quem busca e vence obstáculos, no mínimo fará coisas admiráveis”.

(José de Alencar)

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar o desajuste vertical na interface pilar/implante entre diferentes tipos de pilares, antes e após carregamento cíclico. Trinta implantes, com conexão tipo hexágono externo foram incluídos em resina epóxica e receberam seus respectivos pilares, dividindo a amostra aleatoriamente em três grupos experimentais: Titânio usinado, Ouro (Com cinta metálica pré-usinada e sobrefundido com liga de ouro) e Zircônia usinado. Os parafusos dos pilares foram apertados de acordo com o torque recomendado pelo fabricante. Medidas lineares foram realizadas em micrometros(μm) em 4 pontos de referência da interface pilar/implante antes e após o carregamento cíclico, utilizando um estereomicroscópio com magnificação de 60x. Uma carga cíclica variando entre 11-211 N foi aplicada a um ângulo de 30 graus em relação ao eixo longitudinal do implante de acordo com a norma ISO 14801 por $0,5 \times 10^6$ ciclos numa frequência de 15 Hz. Os grupos foram comparados usando análise de variância e o teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). Os resultados demonstraram que houve efeito significativo entre os tipos de pilares, onde o grupo Ouro apresentou o maior valor de desajuste vertical, seguido pelo grupo de Titânio e Zircônia respectivamente, com diferenças significativas entre eles. Não houve diferenças entre as diferentes faces de leitura submetidas a diferentes tipos de esforços. Pilares pré-usinados que foram submetidos a procedimento de sobre-fundição em laboratório apresentaram os piores níveis de desajuste vertical, quando comparados com os pilares usinados.

Palavras Chave: Interface implante/pilar. Desvio Vertical. Zircônia.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the implant/abutment vertical misfit among different types of abutments before and after cyclic loading. Thirty external hex implants were embedded in epoxy resin and received their respective abutments and were then randomly divided into 3 experimental groups (n=10): (Ti) machined titanium-alloy abutments; (Au) pre-machined gold-alloy cast abutments; and (ZrO₂) machined zirconia abutments. The abutment screws were tightened according to the manufacturer's recommended torque. Linear measurements (µm) of the gap between interfaces at 4 predetermined reference points were made before and after loading using a stereoptical microscope at 60x magnification. A cyclic loading (0.5×10^6 cycles; 15 Hz) between 11 - 211 N was applied at an angle of 30 degrees to the long axis of the implants according to ISO norm 14801. The group means were compared using ANOVA and Tukey test ($\alpha=.05$). The results demonstrated that there was significant effect of the type of abutment only ($p<0.001$), the Au group presented the highest value of vertical misfit, followed by Ti group and Zr group respectively with significant differences among them. Pre-machined cast abutments that have undergone laboratory procedures showed the worst levels of vertical fit when compared with machined abutments.

Keywords: Implant-abutment. Interface. Vertical Misfit. Zircônia.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURA 1 - Médias amostrais de desajuste vertical e intervalos de confiança de 95% (barras).....30
- FIGURA 2 - Aferição do desajuste vertical em pilar de titânio. a esquerda da interface o implante e a direita o pilar. (aumento:60x).....31
- FIGURA 3 - Aferição do desajuste vertical em pilar de zircônia. a esquerda da interface o pilar e a direita o implante. (aumento: 60x).....31
- FIGURA 4 - Aferição do desajuste vertical em pilar de ouro. a esquerda da interface o implante e a direita o pilar. (aumento: 60x).....31
- FIGURA 5 - Observação de pilar de ouro em uma face qualquer e suas irregularidades. (aumento: 60x).....31

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Médias e desvios padrão (DP) de desajuste vertical, em μm	30
---	----

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	12
2	REVISÃO DA LITERATURA	15
3	PROPOSIÇÃO.....	22
4	MATERIAL E MÉTODO.....	24
4.1	GRUPOS EXPERIMENTAIS	25
4.2	ORIENTAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	25
4.3	AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL	27
4.4	ENSAIO MECÂNICO DE FADIGA – CICLAGEM DINÂMICA...28	
4.5	METODOLOGIA ESTATÍSTICA.....	29
5	RESULTADOS.....	30
6	DISCUSSÃO.....	33
7	CONCLUSÃO.....	38
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	40

1 INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Alcançar a adaptação passiva entre o implante e os componentes protéticos (pilares e/ou cilindros) tem sido considerado fundamental para obtenção de sucesso e longevidade dos tratamentos. É na região na união parafusada onde essas estruturas se relacionam e é justamente por este motivo que essa região é considerada tão importante. Para Sahin, Cehreli (2001), a adaptação passiva é definida como uma situação onde a estrutura protética não induz qualquer tensão sobre os implantes e seus componentes, assim como na estrutura óssea ao redor daqueles. Embora se assuma que a adaptação passiva seja um dos pré-requisitos mais importantes para manutenção da osseointegração, faltam estudos longitudinais clínicos que suportem essa afirmação, assim como aqueles que mostrem como obtermos uma adaptação totalmente passiva nessas próteses. A ausência de adaptação passiva, que pode também ser caracterizada pela presença de desajuste vertical e/ou horizontal entre tais componentes acarreta problemas ou complicações biológicas e biomecânicas. Sahin conclui que as complicações biomecânicas incluem afrouxamento dos parafusos das próteses e dos pilares, assim como a fraturas dos componentes que compõem o sistema. Para Goodacre (1999), as complicações biológicas referem-se às reações teciduais decorrentes da falta de adaptação passiva, assim como das próprias complicações biomecânicas, sendo caracterizada por inflamações gengivais, dor, fistulas e até mesmo perda óssea ao redor dos implantes que em casos extremos pode levar a perda da osseointegração.

Kan em 1999, afirma que durante a construção de próteses unitárias a introdução de distorções na região da união parafusada pode ser decorrente a um ou mais fatores. Entre eles destacam-se a técnica de moldagem e os materiais utilizados para tal, o processo de obtenção dos componentes, tais como as técnicas de fundição ou usinagens e até mesmo a experiência clínica do profissional.

Diversos autores, ao longo dos anos, vêm tentando estabelecer qual o nível ideal de adaptação entre os componentes que compõe as próteses sobre implantes. Branemark (1983), foi o primeiro a definir o termo adaptação passiva, sugerindo uma interface de 10 μ m entre os componentes como aceitável, para não interferir com o tecido ósseo em fase de maturação frente às cargas oclusais. Klineberg, Murray (1985), sugeriram que fundições com discrepâncias maiores que 30 μ m em mais de 10% da superfície ao redor do pilar, já são consideradas inaceitáveis. Já Jemt

(1991), definiu a adaptação passiva como um nível aceitável de desajuste que a longo prazo não cause complicações clínicas, sendo aceitáveis valores de discrepâncias inferiores a 150 μ m.

Assim, baseado na problemática apresentada sobre os possíveis problemas associados a presença de desajuste entre componentes que compõem uma prótese sobre implantes, o objetivo desse estudo foi analisar comparativamente os diferentes tipos de pilares quanto aos níveis médios de desajuste vertical entre o pilar e o implante antes e após ensaio de carga cíclica.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

Jansen et al. (1997), realizaram um estudo com objetivo de verificar a penetração bacteriana na interface pilar/implante, de 13 diferentes sistemas de próteses sobre implantes, com 10 corpos de prova por grupo. Em todos os sistemas utilizados, o desajuste vertical marginal foi inferior a 10 μ m e mesmo assim houve penetração da bactéria *Escherichia coli* em todas as interfaces. Segundo os autores, algum grau de desajuste vertical entre os componentes é inevitável, tendo como resultado algum grau de resposta inflamatória dos tecidos perimplantares.

Byrne et al. (1998), compararam a adaptação e o assentamento marginal de pilares totalmente usinados, sobre-fundidos e totalmente calcináveis em duas regiões: na interface entre o pilar e o implante e na interface entre a cabeça do parafuso e a superfície interna do pilar. Para o estudo foram estabelecidos 6 grupos experimentais(n=5): (1) Implante *Nobel Pharma* e pilar *Ceraone* sem ciclo de queima de porcelana; (2) Implante *3I* e pilar *STR* sem ciclo de queima de porcelana; (3) Implante *3I* e pilar *UCLA* totalmente calcinável com ciclo de queima de porcelana; (4) Implante *NobelPharma* e pilar *UCLA* totalmente calcinável com ciclo de queima de porcelana; (5) Implante *3I* e pilar *UCLA* a ser sobre-fundido com ciclo de queima de porcelana e (6) Implante *3I* e pilar *UCLA* a ser sobre-fundido sem ciclo de queima de porcelana. Em função do procedimento de fundição, os grupos 3 e 4 foram submetidos a um procedimento de acabamento da base de assentamento sobre o implante. Com exceção desses 2 grupos que os parafusos foram torqueados a 20 Ncm, em todos os outros os parafusos receberam aperto de 32 Ncm. Para realização das medidas de interface, os conjuntos montados (implante/pilar/parafuso) foram incluídos em um cilindro preenchido de resina que foi seccionado longitudinalmente em 2 partes, propiciando 4 pontos de observação por corpo de prova. Com relação às medidas da interface pilar/implante, os resultados mostraram que em relação ao maior desajuste vertical, as médias variaram de 36 - 86 μ m, sendo que os grupos 1,3 e 4 foram os que apresentaram as maiores discrepâncias e o grupo 2 as menores. Em relação ao desajuste horizontal, o grupo 1 novamente apresentou as maiores discrepâncias (66 μ m) com um degrau negativo para o pilar. Quanto à distância do primeiro contato do implante com o pilar, em relação à superfície externa do implante, a maior distância registrada foi de 129 μ m para o grupo 4. Para o grupo 1 esta distância foi de 100 μ m, enquanto para os

demais grupos as variações ficaram entre 40 e 80 μ m. Quanto ao tamanho do contato entre os 2 componentes, as maiores medidas foram obtidas entre os componentes com algum tipo de usinagem de fábrica (grupos 1, 2, 5 e 6) com valores variando entre 308 e 374 μ m. Em contraste, os componentes totalmente calcináveis exibiram os menores contatos (205 e 202 μ m) para os grupos 3 e 4 respectivamente. Já em relação à interface entre a cabeça do parafuso e o pilar, as maiores superfícies de contato também ocorreram para os grupos com algum tipo de usinagem (172 - 219 μ m) e as menores para os totalmente calcináveis (48 - 87 μ m). Para os autores, os componentes totalmente calcináveis apresentam uma maior frequência e magnitude de discrepâncias, principalmente as verticais, quando comparadas aos componentes previamente usinados em algum grau. Estas diferenças provavelmente são reflexo das dificuldades de se manter um padrão de obtenção desses componentes, distorções induzidas da técnica de fundição, do processo de queima de porcelana ou mesmo da falta de padronização para o acabamento pós fundição. Quanto à superfície de contato entre os componentes, os autores salientam que quanto menor esta superfície de contato, menor a estabilidade entre tais componentes, pior a dissipação de cargas, menor o contato ficcional e conseqüentemente, maior a probabilidade da ocorrência de afrouxamento do parafuso. Entretanto é salientado que o fato dos grupos 3 e 4 terem recebido um valor de torque inferior, pode ter contribuído significativamente para um menor contato entre tais superfícies.

Sahin, Cehreli (2001), apresentaram uma revisão a respeito da significância clínica da adaptação passiva e dos fatores que influenciam essa adaptação. Tal adaptação passiva é definida pelos autores como uma situação onde a estrutura protética não induz qualquer tensão sobre os implantes e seus componentes, assim como na estrutura óssea ao redor daqueles. Embora se assuma que a adaptação passiva seja um dos pré-requisitos mais importantes para manutenção da osseointegração, faltam estudos longitudinais clínicos que suportem essa afirmação, assim como aqueles que mostrem como obtermos uma adaptação totalmente passiva nessas próteses. Falhas mecânicas no sistema de próteses sobre implantes têm sido relacionadas à falta de adaptação das próteses, tais como afrouxamento e/ou fratura do parafuso de fixação (ouro) e do pilar, dos cilindros protéticos e das estruturas em si. Dessa forma, a avaliação clínica da adaptação da peça deve ser realizada minuciosamente, a fim de se evitem esses tipos de falhas,

aceitando o mínimo de desadaptação possível ou uma adaptação não detectável clinicamente. Os autores ressaltam que todos os procedimentos protéticos influenciam a adaptação final da peça, desde os componentes utilizados, materiais empregados e técnicas escolhidas.

Moraes et al. (2005), realizaram um estudo com objetivo de medir a adaptação marginal na interface do intermediário do pilar com o cilindro, antes e após o procedimento de sobre fundição desse componente. Um implante com conexão tipo hexágono externo fixado numa base de aço inoxidável e um intermediário do tipo *Estheticone* foram usados durante todo o experimento. Antes das fundições, cilindros pré-usinados de ouro (Grupo I) e de Níquel - Cromo - Berílio Ni-Cr-Be (Grupo II) foram aparafusados ao intermediário com parafusos de ouro e titânio em ambos os grupos, com torques de 10 Ncm e 20 Ncm para o mesmo tipo de parafuso. As medidas verticais foram feitas num microscópio óptico (*Mitutoyo* 5050, Tóquio, Japão) três vezes, a fim de se obter uma média, em seis locais diferentes ao redor da interface intermediário-cilindro para cada valor de torque. Os cilindros foram encerados e fundidos tanto em liga de Prata-Paládio (Ag-Pd) (Grupo I) ou liga de Ni-Cr-Be (Grupo II). Após as fundições, as mesmas medidas e os mesmos valores de torque foram repetidos. Foram analisadas as diferenças intra-grupo (torques de 10 ou 20 Ncm, antes e após as sobre-fundições) e as diferenças inter-grupos (torques de 10 e 20 Ncm, antes ou após as sobre-fundições). Os resultados mostraram que o desajuste vertical antes da fundição variou de 12 - 17 μ m para os cilindros de ouro e 10 - 15 μ m para os cilindros de Ni-Cr-Be. Após a fundição, o desajuste vertical foi maior para os cilindros de Ni-Cr-Be (15 - 21 μ m), comparado com os cilindros de ouro (9 - 11 μ m). Segundo os autores, dentro das limitações deste estudo, algumas conclusões podem ser tomadas: independente do tipo de parafuso, os valores de desajuste marginal foram mais altos para os cilindros de Ni-Cr-Be após as fundições, mas dentro dos níveis aceitáveis de adaptação; a combinação cilindro de ouro com parafuso de ouro ou de titânio foi a mais efetiva para reduzir o desajuste marginal; ambos os tipos de parafusos não melhoraram a adaptação marginal dos cilindros de Ni-Cr-Be após as fundições e embora um torque de 20 Ncm tenha melhorado a adaptação marginal em todas as situações, seu uso não é recomendado devido ao risco aumentado de falha na união parafusada.

Em função da inconsistência de maneiras de se avaliar os desajustes presentes na interface pilar/implante, assim como os efeitos adversos da sua ocorrência, Kano et al. (2007), realizaram um estudo com o objetivo de propor uma classificação para aferição do desajuste vertical e horizontal entre o implante e o pilar, assim como comparar a interface entre estes componentes, divididos em 4 grupos de pilares, incluindo componentes totalmente usinados, sobre-fundidos e totalmente calcináveis. Para isso 48 implantes com conexão tipo hexágono externo e 3,75mm de diâmetros receberam seus respectivos pilares divididos em 4 grupos(n=12): (1) pilares totalmente usinados de fábrica (grupo controle); (2) Pilares com cinta pré-usinada em paládio a ser sobre-fundido com liga de paládio; (3) pilar totalmente calcinável a ser fundido com liga de Ni-Cr e (4) pilar totalmente calcinável a ser sobre-fundido com liga de Co-Cr. Para as análises o conjunto pilar/implante foi inserido em um dispositivo com formato octogonal, a fim de permitir as aferições em 8 faces do corpo de prova, o que possibilitou 96 medidas por grupo. Cada face foi observada 3 vezes objetivando-se obter um valor médio de cada face, sendo realizada. As leituras dos desajustes foram realizadas em um microscópio óptico, com magnificação de 150x em um *grid* de precisão de 1 μ m. A forma de classificar os desajustes seguiu uma metodologia específica e resumidamente pode ser compreendida como: Tipo I: ausência de desajuste vertical e horizontal; Tipo II: somente desajuste horizontal, Tipo III: somente desajuste vertical e Tipo IV: presença de desajuste vertical e horizontal. Os resultados mostraram que no grupo 1 nenhum dos locais observados apresentaram uma interface ideal(tipo I). Em 65% dos locais, o desajuste foi classificado como tipo II, 0% tipo III e 35% tipo IV. Os valores médios de desajuste horizontal foram de $89.1 \pm 14.1\mu\text{m}$ e vertical de $5.6 \pm 6.4\mu\text{m}$. Para o grupo 2, apenas 6% das faces apresentaram a condição ideal (tipo I). 29% das faces foram classificadas como tipo II, 2% como tipo III e 63% como tipo IV. Os valores médios foram de $39.2 \pm 16.9\mu\text{m}$ e $11.1 \pm 8.2\mu\text{m}$ para os desajustes horizontais e verticais respectivamente. Para o grupo 3, 48% das medidas apresentaram uma interface ideal (tipo I). 20% foram classificadas como tipo II, 6% como tipo III e 26% como tipo IV. Os valores para o desajuste horizontal foram de $13.5 \pm 9.5\mu\text{m}$ e vertical de $8.0 \pm 9.3\mu\text{m}$. Por fim, para o grupo 4, 37% das medidas apresentaram uma interface considerada ideal (tipo I). 23% foram classificadas como tipo II, 65 como tipo III e 34% como tipo IV. Os valores médios de desajuste horizontal foram de $23.0 \pm 24.1\mu\text{m}$ e vertical de $7.0 \pm 3.8\mu\text{m}$. Avaliando-se os grupos

conjuntamente, a média de desajuste horizontal foi significativamente maior ($41.2 \pm 15.5 \mu\text{m}$) comparado com o desajuste vertical ($7.9 \pm 6.9 \mu\text{m}$). Segundo os autores, os resultados apresentados não indicam uma diferença estatisticamente significativa entre os 4 grupos, a respeito do desajuste vertical, o que pode ser controverso com outros autores em função dos tipos de componentes utilizados e o métodos de obtenção dos mesmos. Quanto ao desajuste horizontal as diferenças já são mais acentuadas, incluindo o grupo em que os pilares são totalmente usinados. Além disso, para os autores o método de classificação proposto propõe padronizar a forma das análises para futuras investigações.

Yuzugullu, Avci (2008), realizaram um estudo com o propósito de avaliar as mudanças que ocorrem na interface pilar/implante após o procedimento de ciclagem mecânica de pilares de titânio, alumina e zircônia. Para isso, 15 implantes com conexão tipo hexágono externo e plataforma regular, foram divididos em 2 grupos testes (óxido de alumina e óxido de zircônia) e 1 grupo controle (titânio), com 5 pilares cada, sendo todos eles pilares *Procera*. O modelo para tal componente foi obtido baseando-se na forma e posicionamento de incisivo central superior. Os pilares foram fixados sobre os respectivos implantes por meio de um parafuso de titânio torquado a 32 Ncm. Para padronização do local da carga (área de 3mm^2 no terço médio da face palatina), um *coping* de zircônia foi obtido também pelo sistema *Procera* e cimentado com o uso de um cimento resinoso de polimerização dual. A análise do desajuste vertical entre o implante e o pilar foi realizada em um MEV, antes e após a ciclagem mecânica dos pilares, sob magnificação de 4000x e em intervalos de 90° , iniciando-se sempre pela face vestibular. O ensaio de ciclagem foi realizado posicionando o corpo de prova em um ângulo de 30° com um plano perpendicular ao solo, com a força variando gradativamente entre 20N e 200N numa frequência de 1 Hz, perfazendo-se um total de 42.250 ciclos. Os resultados mostraram que não houveram diferenças estatisticamente significantes referente aos valores médios de desajuste vertical dentro dos grupos e entre os grupos previamente a ciclagem dos componentes. Após a ciclagem, os valores de desajuste foram similares para as faces palatina, mesial e distal dos pilares em todos os grupos, entretanto os pilares do grupo titânio exibiram valores maiores de desajuste, com diferença estatisticamente significativa comparado aos outros grupos, quando observados em sua face palatina ($p > .05$). Dentro de cada grupo, ainda após a ciclagem dos pilares, não houve diferença entre as faces, exceto mais uma vez para

o grupo titânio que demonstrou valores para a face vestibular, estatisticamente superiores ($p > .05$), quando comparados com a sua face palatina, o que segundo os autores pode estar relacionado a uma maior maleabilidade deste tipo de componente (metálico). O desajuste vertical do grupo zircônia foi relativamente inferior ao grupo alumina e titânio, antes e após a carga cíclica, mas sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p > .05$).

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho tem como objetivo verificar o padrão de adaptação (desajuste vertical) entre diferentes componentes protéticos utilizados em próteses sobre implantes, sendo tais diferenças relacionadas ao material dos componentes e sua forma de obtenção

4 MATERIAL E MÉTODO

4 MATERIAL E MÉTODO

Este estudo laboratorial foi realizado de acordo com a norma ISO 14801:2007 (International Organization for Standardization - ISO Norm 14801 Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants).

4.1 GRUPOS EXPERIMENTAIS

Para realização deste estudo, foram utilizados 30 implantes Titamax (Neodent, Curitiba – Paraná, Brasil) com conexão tipo hexágono externo nas dimensões de 3,75mm de diâmetro, plataforma protética de 4,1mm de diâmetro e 13 mm de comprimento, que foram divididos nos seguintes grupos experimentais, conforme o pilar utilizado:

Grupo Titânio: 10 pilares tipo UCLA de titânio, tipo munhão universal, (Neodent, Curitiba – PR, Brasil).

Grupo Ouro: 10 pilares tipo UCLA com base de assentamento usinadas em ouro e corpo acrílico calcinável (Neodent, Curitiba – PR, Brasil), foram submetidos a procedimento de sobre fundição realizado pela empresa CNG-soluções protéticas, com liga de ouro *GOLD CERAMIC* (CNG, São Paulo-SP, Brasil).

Grupo Zircônia: 10 pilares tipo UCLA de zircônia, (Neodent, Curitiba, PR, Brasil).

Para fixar os pilares aos implantes, 30 parafusos de titânio (Neodent, Curitiba – PR, Brasil) foram utilizados, sendo um para cada conjunto pilar/implante.

4.2 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Para a inclusão dos implantes, um tubo de PVC (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil), foi cortado em um torno de precisão, permitindo a obtenção de cilindros com 15mm de diâmetro e 30 mm de comprimento. Esses cilindros foram limpos, posicionados em uma bandeja de inox isolada por um lubrificante de superfície, (QZ 5111 - MAXEPOXI, São Paulo, SP, Brasil), tendo sua borda

inferior vedada com cera periférica (KOTA Imports, São Paulo, SP, Brasil). Esse vedamento teve como objetivo impedir que a Resina Epóxica (Resina Araldite GY1109 / endurecedor Aradur 943 - MAXEPOXI, São Paulo, SP, Brasil) vertida no interior dos cilindros, extravasasse em sua porção inferior. A resina e o endurecedor foram manipulados na proporção de 5:1 em volume, segundo recomendação do fabricante, de forma lenta, evitando a inclusão de bolhas na mistura e vertida lentamente no interior de cada cilindro, utilizando suas paredes laterais. Uma vez o cilindro preenchido por completo, aguardava-se um período de 30 minutos em bancada para posterior introdução em estufa a 70° Celsius (°C), permanecendo em seu interior por um período de 4 horas até o completo endurecimento do material (Figura 3). Esta resina epóxica foi utilizada, uma vez que a norma ISO 14801-2007 (International Organization for Standardization - ISO Norm 14801 Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants), adotada para realização dos testes laboratoriais, exige um material para inclusão dos implantes com módulo de elasticidade acima de 3 GPa, semelhante ao do tecido ósseo humano.

Após o endurecimento, foi realizada uma perfuração da superfície da resina, a fim de permitir a inclusão do implante em seu interior. Esta perfuração teve como guia um dispositivo confeccionado em torno de precisão que se encaixava perfeitamente nas paredes laterais do cilindro e permitia a penetração de uma broca de 4.4mm de diâmetro (modelo: DW131164B, DeWALT, BLACK&DECKER do Brasil, Uberaba-MG, Brasil) exatamente no centro da superfície da resina.

Após esta perfuração, um dispositivo metálico, em forma de um “tripé” foi utilizado para posicionar o implante no centro do orifício criado para sua inclusão . Esse dispositivo permitia ainda um posicionamento da plataforma do implante 3 mm acima do nível da resina, simulando uma situação crítica de reabsorção da crista óssea, conforme orientação da norma ISO adotada. Uma barreira de silicóna por condensação (Oralwash L, Zhermack, BadiaPalesine, RO, Itália) foi confeccionada ao redor do implante na porção correspondente aos 3 mm de reabsorção a fim de evitar que a resina de fixação do implante extravasasse sobre sua superfície. Deste modo, este dispositivo assegurou que os implantes fossem incluídos concêntricamente e com uma profundidade padronizada. Pra tal procedimento, uma pequena quantidade da resina Epóxica

foi manipulada nas mesmas proporções acima citada e foi pincelada na superfície externa do implante e dispensada no interior do orifício criado. O implante era então introduzido no orifício, enquanto ligeira quantidade de resina extravasava ao seu redor. Parte deste excesso era então removido, enquanto aguardava-se 30 minutos em bancada, previamente a introdução da resina em estufa por mais 4 horas a 70°C. Uma vez removidos da estufa, os implantes incluídos estavam prontos para os testes.

Nesse momento iniciou-se a montagem dos pilares sobre os implantes. Para a sequência de apertamento do parafuso, os corpos de prova foram individualmente posicionados em um dispositivo-suporte que permitia o seu adequado alinhamento com o dispositivo aplicador de torque - Torquímetro Digital Portátil TQ-680 (Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, SP, Brasil), assegurando a aplicação de uma força de apertamento precisa e reproduzível em cada parafuso.

Segundo Jaarda (1994) e Siamos (2002), com a chave de apertamento assentada sobre a cabeça do parafuso, um torque de 32 Ncm para os pilares metálicos e 20 Ncm para os pilares de zircônia foi lentamente aplicado por um operador calibrado. Após 10 minutos um retorque com o mesmo valor era então aplicado com o objetivo de minimizar o efeito de acomodação inicial entre as superfícies contactantes (*embedment relaxation*) para obtenção uma pré-carga ideal.

4.3 AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL

Esta análise foi realizada em microscópio óptico, acoplado a um computador para obtenção de imagens digitais (LEICA M80, Heerbrugg, Switzeland) em dois momentos distintos do estudo: (I) imediatamente após a sequência de torque e retorque do parafuso do pilar, e (II) imediatamente após o carregamento cíclico dos corpos de prova.

A leitura deste desajuste foi realizada ao redor do componente em intervalos de 90° entre os pontos de observação, sendo então realizada 4 medições por corpo de prova: faces “A”, “B”, “C” e “D”. As faces “A” e “C” eram diametralmente opostas e foram submetidas a esforços diferentes durante a ciclagem dinâmica, como será explicado mais adiante. O corpo de prova era

posicionado no microscópio através de uma matriz de silicona (Zetaplus, Zhermack, BadiaPalesine, RO, Itália) e análise de cada ponto foi realizada 3 vezes, visando se ter uma média aritmética dos valores obtidos em cada leitura, com uma magnificação da imagem de 60x. Para identificarmos o local da análise, uma broca esférica ¼ (SS WHITE Burs Inc. Lakewood, NJ, USA) foi utilizada para fazermos uma pequena perfuração na superfície lateral da plataforma do implante, a cada 90°, previamente a montagem dos pilares sobre os mesmos. Kano et al (2007), para quantificar o desajuste vertical, seguiu o método proposto por ele, onde tem-se como referência o ponto mais externo do implante, não considerando o bisel ou chanfro, proveniente do seu processo de usinagem.

4.4 ENSAIO MECÂNICO DE FADIGA – CICLAGEM DINÂMICA

Para o procedimento de ciclagem, os corpos de prova foram posicionados na máquina de ensaios MTS 810, através do uso do mesmo dispositivo metálico descrito anteriormente no ensaio de resistência mecânica.

O dispositivo confeccionado para alojar os corpos de prova durante os testes estava fixado no ramo inferior da máquina de ensaios, enquanto no ramo superior estava acoplada uma célula de carga de 10kN, e em sua extremidade um pistão metálico para aplicação da força compressiva. Conforme a norma ISO 14801, a carga foi aplicada a uma distância de $11 \text{ mm} \pm 0.5 \text{ mm}$ do ponto de fixação do implante, com uma inclinação de $30^\circ \pm 2^\circ$ em relação ao longo eixo do mesmo. Para padronização da distância, uma coroa experimental metálica em forma de meia-esfera, com uma abertura de acesso para o parafuso de retenção, foi cimentada (Provy - Dentisply, Catantuva, SP, Brasil) sobre os pilares, resultando em um único ponto de carregamento com o mesmo braço de alavanca.

Todos os corpos foram posicionados de forma que a face “A”, denominada assim para facilitar os procedimentos de microscópica óptica e posicionamento dos corpos de prova na máquina de ensaios, estava sempre voltada para baixo, simulando a face vestibular de um dente ântero- superior, enquanto a face “C” estava sempre voltada para cima, simulando a face palatina do mesmo dente ântero-superior. Desta forma, entende-se que tais faces foram submetidas a esforços diferentes. A face “A” submetida a um

esforço compressivo, o que poderia gerar um suposto fechamento da interface pilar/implante durante os testes, enquanto a face “C” submetida a um esforço de tração poderia apresentar uma abertura da interface pilar/implante.

A estipulação da força utilizada durante o procedimento de ciclagem mecânica tem sido difícil de ser estabelecida, visto a variedade dos dados presentes na literatura (Att W et al, 2006);(Binon, 1996);(Gehrke, 2006) (Khraisat, 2004);(Nguyen, 2009);(Quek, 2006);(Tsuge, 2009). Diante destas variações, neste estudo, uma carga compatível com a resistência mecânica estática do conjunto implante/pilar/parafuso foi adotada.

A quantidade de carga aplicada durante o ensaio de fadiga foi então calculada, com base nos resultados do teste de resistência estática de estudos prévios realizados por Butignon et al. (2013) e Basílio et al. (2012) sendo estabelecido um carregamento cíclico com força variando entre 11N e 211N. A frequência de 15 Hz foi utilizada na ciclagem, perfazendo um total de 500.000 ciclos, o que representa 20 meses de função simulada (Craig, 1980).

4.5 METODOLOGIA ESTATÍSTICA

A avaliação de desajuste vertical realizou-se por uma análise de variância de três fatores: tipo de pilar, ciclagem (pré-ciclagem e pós-ciclagem) e face de medição (A, B, C e D) sendo esses dois últimos fatores de medidas pareadas.

Sempre que uma análise de variância tenha mostrado efeitos significativos, o teste de *Tukey* para comparações múltiplas foi usado para identificar as significâncias.

As condições de normalidade dos resíduos e de homogeneidade de variância foram provadas, pelo menos aproximadamente, pelos testes de *Shapiro-Wilk* e de *Levene*, respectivamente. No caso de medidas repetidas, a condição de esfericidade foi provada pelo teste de *Mauchly*. Em todos os procedimentos estatísticos, adotou-se o nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

Na Tabela 1 são mostradas as médias e desvios padrão de desajuste vertical, em Micrômetros (μm), de acordo com o tipo de pilar, face de medição e se obtidas antes (pré-ciclagem) ou após carregamento (pós-ciclagem). No Gráfico 1 estão representadas as médias amostrais da Tabela 1 e intervalos de confiança de 95% para as médias.

A análise de variância identificou somente efeito significativo ($p < 0,001$) no tipo de pilar sobre o desajuste vertical. Após a aplicação do teste de *Tukey*, observou-se que a média dos pilares de ouro foram às maiores, as dos pilares de zircônia as menores e as dos pilares de titânio intermediárias.

Tabela 1 – Médias e desvios padrão (DP) de desajuste vertical, em μm

Tipo de pilar	Local de medição	Pré-ciclagem		Pós-ciclagem	
		Média	DP	Média	DP
Titânio	A	8,47	3,53	8,36	2,97
	B	9,36	4,58	8,78	3,76
	C	8,18	3,71	8,19	3,01
	D	8,04	3,63	8,85	3,39
Ouro	A	15,29	3,38	15,02	3,73
	B	15,47	3,21	15,15	3,68
	C	15,96	4,66	14,91	4,39
	D	14,19	2,54	13,46	2,72
Zircônia	A	5,87	2,53	5,87	3,44
	B	4,31	2,86	4,98	3,17
	C	5,30	2,17	6,26	2,50
	D	6,01	2,59	6,52	2,32

OBS: Médias dos pilares zircônia < Médias dos pilares titânio < Médias dos pilares ouro (Tukey: $p < 0,05$)

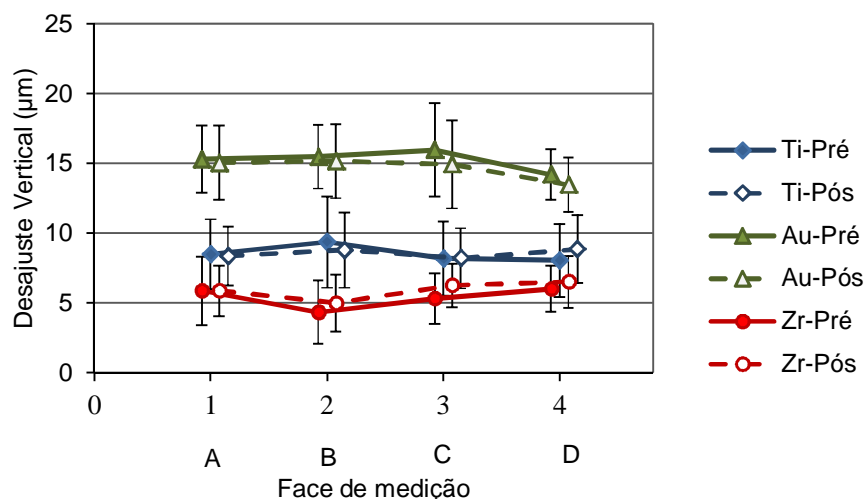


FIGURA 1 – Médias amostrais de desajuste vertical e intervalos de confiança de 95% (barras)

As imagens abaixo representam como foram realizadas as medidas no microscópico óptico, assim como foram estabelecidos os valores de desajuste vertical. Nestas imagens, assim como baseado nos valores obtidos, fica evidente que o procedimento de sobre fundição proporciona irregularidades superficiais nos pilares de ouro, não evidentes nos pilares de titânio e zircônia (Figuras 2 a 5).



FIGURA 2 - AFERIÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL EM PILAR DE TITÂNIO. A ESQUERDA DA INTERFACE O IMPLANTE E A DIREITA O PILAR.(AUMENTO: 60x)

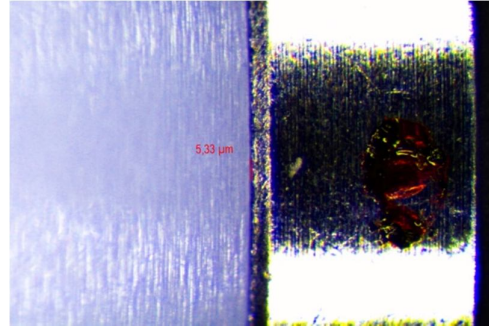


FIGURA 3 - AFERIÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL EM PILAR DE ZIRCÔNIA. A ESQUERDA DA INTERFACE O PILAR E A DIREITA O IMPLANTE.(AUMENTO: 60x)

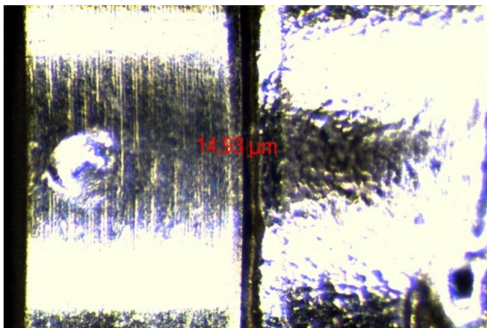


FIGURA 4 - AFERIÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL EM PILAR DE OURO. A ESQUERDA DA INTERFACE O IMPLANTE E A DIREITA O PILAR.(AUMENTO: 60x)

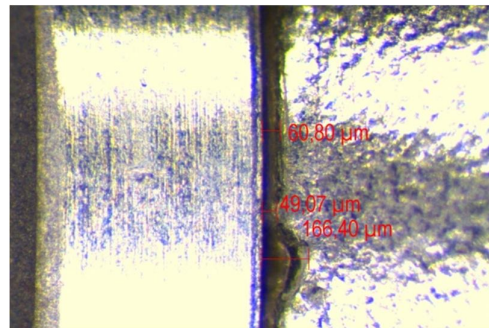


FIGURA 5 - OBSERVAÇÃO DE PILAR DE OURO EM UMA FACE QUALQUER E SUAS IRREGULARIDADES.(AUMENTO: 60x)

6 DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

No presente estudo, a análise do desajuste vertical foi realizada comparando-se os 3 tipos de pilares em dois momentos distintos: previamente e após a ciclagem dos corpos de prova, objetivando-se verificar se poderiam ocorrer diferenças nos níveis de desajustes, provenientes da aplicação de forças não axiais a união parafusada. Para tornar essa análise mais completa, as medidas dos níveis de desajuste foram realizadas em 4 faces distintas dos corpos de prova (intervalo de 90° entre elas), uma vez que assim teríamos sempre uma face sendo submetida a um esforço do tipo compressivo (face A), outra submetida a um esforço de tração, tentando promover a abertura entre os componentes (face C) e outras duas submetidas a esforços do tipo misto (faces B e D).

Os resultados apresentados mostraram que independente do momento da análise (pré ou pós-ciclagem) e da face de medição, o grupo representado pelos pilares de ouro, obtido pela técnica da sobre fundição foram os que exibiram uma maior média de desajuste vertical, seguido pelo grupo titânio e pelo grupo zircônia respectivamente, com diferenças estatisticamente significantes entre todos os grupos.

A literatura não é clara a respeito de qual o valor limite aceitável de desajuste vertical para que não haja prejuízo a união parafusada nem das estruturas de suporte adjacentes. Entretanto, Assunção et al. (1981) acreditam que em função da ausência de tecidos periodontais de suporte ao redor dos implantes, com as mesmas características dos que se tem ao redor de dentes naturais, uma adaptação precisa entre os componentes é fundamental para que as forças se dissipem adequadamente para todo o conjunto.

Branemark (1983), que foi o primeiro a definir o termo adaptação passiva, sugeriu uma interface de 10µm entre os componentes como aceitável para não haver conseqüências ao tecido ósseo frente às cargas oclusais. Klineberg, Murray (1985), estabeleceram como limite 30µm em até 10% da superfície ao redor do pilar. Já Jemt (1992), que definiu a adaptação passiva como um nível aceitável de desajuste que a longo prazo não promova complicações clínicas, estabeleceu valores de discrepâncias inferiores a 150µm.

Os valores encontrados no presente estudo são bastante satisfatórios, diante dos limites considerados aceitáveis, estabelecidos pelos autores previamente citados. Não é possível afirmar se esta diferença estatística estabelecida entre os grupos é relevante clinicamente. De qualquer forma, a ausência de desajuste deve ser o objetivo final de qualquer tratamento restaurador, buscando-se evitar complicações biológicas e biomecânicas. Já em relação a outros trabalhos algumas comparações podem ser feitas, respeitando algumas diferenças metodológicas.

Byrne et al. (1998) avaliaram pilares totalmente usinados, sobre fundidos e totalmente calcináveis, incluindo para alguns grupos procedimentos de retificação da base de assentamento após a fundição e ciclos de queima de porcelana, encontraram valores demasiadamente acentuados de desajuste vertical em relação ao presente estudo.

Avaliando o desajuste vertical de cilindros para intermediários *estheticone* com base previamente usinada em ouro Moraes et al. (2005) encontraram valores de desajuste semelhantes aos pilares sobre fundidos desse estudo.

Kano et al. (2007), que propuseram uma classificação para diferentes tipos de desajuste na interface pilar/implante, encontraram médias de desajuste vertical ligeiramente menores das encontradas nesse estudo, porém sem diferenças estatisticamente significantes entre pilares totalmente usinados em titânio e pilares obtidos por sobre fundição.

Valores médios desajuste vertical, inferiores em relação a esse estudo também foram obtidos por Yuzugullu, Avci (2008), que avaliaram pilares de zircônia e pilares de titânio, previamente e após ensaio de carga cíclica.

Para Morais (2010) e Vasconcellos (2005), é importante destacar que os pilares de zircônia, além de apresentarem os menores níveis de desajuste vertical no presente estudo, foram os pilares submetidos ao menor valor de torque (20 Ncm) quando comparado aos demais grupos. É provável, que se os pilares de zircônia tivessem sido submetidos a um torque de aperto superior ao realizado e igual aos demais grupos (32 Ncm), o nível de desajuste apresentado poderia ser ainda menor, uma vez que outros estudos que avaliaram a relação entre os níveis de desajuste e os valores de torque

mostraram que quanto maior a força de apertamento, maior a aproximação das superfícies contactantes.

Com relação ao tipo de pilar utilizado (método de obtenção), assim como o estudo de Byrne et al. (1998), o presente estudo mostrou que pilares obtidos por sobre fundição mostraram piores níveis de desajuste comparados aos obtidos por usinagem (titânio e zircônia). Esses resultados reforçam a premissa que pilares obtidos por usinagem são sempre superiores em relação aos níveis de adaptação quando comparados com aqueles submetidos a algum tipo de procedimento laboratorial, tais como fundição, sobre fundição e ciclos de queima de porcelana. Como implicações clínicas do desajuste vertical, um trabalho realizado por Goodacre (2003) e Jansen (1997) cita a penetração e colonização bacteriana na interface pilar/implante e suas respectivas conseqüências (mucosites e periimplantites), principalmente quando as superfícies contactantes são irregulares, assim como para Barbosa (2008) e Byrne (1998) ocasionaria perda de torque, em função do não assentamento adequado entre tais componentes.

O fato de no presente estudo não ter sido encontrado diferenças estatisticamente significantes entre o momento da análise do desajuste vertical (pré e pós-ciclagem) assim como quando foram comparadas as faces de medidas individualmente antes e após o carregamento cíclico estão parcialmente de acordo com os resultados obtidos por Yuzugullu, Avci (2008), que submeteram seus corpos de prova, compostos por pilares de titânio, zircônia e alumina, aos mesmos tipos de avaliações em um desenho metodológico com muitas semelhanças ao desse estudo. Os resultados destes autores, também não mostraram diferenças nos níveis de desajuste vertical antes e após a ciclagem e entre as faces de medição para todos os grupos, exceto para a face denominada palatina (submetida a esforço de tração durante a ciclagem) dos pilares de titânio, que demonstraram após o carregamento, uma abertura da interface pilar/implante. Segundo os autores, essa diferença pode ter ocorrido em função dos esforços compressivos na face oposta (vestibular), frente à força de dobramento atuando na união parafusada que, embora tenha proporcionado uma diminuição numérica nas medidas de desajuste após a ciclagem, essa não foi considerada estatisticamente significativa. Nesse estudo essa ocorrência não foi notada em nenhum dos

grupos representados por pilares metálicos, os quais são mais susceptíveis a este tipo de deformação, mesmo sendo realizada uma quantidade de ciclos bastante superior em comparação ao estudo citado.

O método de aferição do desajuste vertical também pode exercer influência nos resultados quando não empregados de maneira criteriosa. Apesar de algumas variações, assim como em outros estudos Barbosa (2008), Byrne (1998), Kano (2007), Morais et al (2010), adotamos o microscópio óptico como ferramenta de medida. Embora esse método seja considerado um método preciso, Morais et al (2010) e Yuzugullu et al (2008), utilizaram a MEV por considerarem uma análise mais fiel. Imagens obtidas pelo microscópio óptico (Figuras 28 a 31) apresentam muitas vezes uma imagem reflexiva quando comparadas as obtidas por MEV em função da forma como se ilumina os corpos de prova, principalmente quando todos os componentes observados são metálicos. Assim, uma possível melhora a ser considerada no desenho metodológico deste estudo para análises futuras seria a observação desajuste MEV, como a realizada em outros estudos.

7 CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Considerando as limitações do presente estudo é possível concluir que:

Pilares obtidos através de procedimentos laboratoriais (sobre-fundição) apresentaram os piores níveis de desajuste vertical, quando comparado aos obtidos por usinagem, antes e após aplicação de carga cíclica. Não foram encontradas diferenças significativas entre as faces de medição.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Assunção WG, Gomes EA, Barao VA, Delben JA, Tabata LF, de Sousa EA. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis. **J Craniofac Surg.** 2010;21:689-95.

Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. **J Prosthet Dent.** 2006;95:111-6

Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. **Braz Dent J.** 2008;19:358-63.

Basilio Mde A, Butignon LE, Arioli Filho J. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2012 Sep-Oct;27(5):1061-7.

Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker, 1981.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int J Prosthodont.** 1996;9:149-60.

Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent.** 1983;50:399-410.

Butignon LE, Basilio Mde A, Pereira Rde P, Arioli Filho JN. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2013 May-Jun;28(3):e161-70.

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. **J Prosthet Dent.** 1998;80:184-92.

Chang TL, Maruyama C, White SN, Son S, Caputo AA. Dimensional accuracy analysis of implant framework castings from 2 casting systems. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2005;20:720-5.

Craig R. Restorative dental materials. St Louis: Mosby, 1980.

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 Int.** 2006;37:19-26.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J Prosthet Dent.** 2003;90:121-32.

Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. **J Prosthet Dent.** 1999;81:537-52.

International Organization for Standardization - ISO Norm 14801 - Dentistry fatigue test for endosseous dental implants. Geneva: ISO; 2007.

Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. **Implant Dent.** 1994;3:17-21.

- Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1997;12:527-40.
- Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1992;7:40-4.
- Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1991;6:270-6.
- Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent**. 1999;81:7-13.
- Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2007;22:879-85.
- Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. **J Prosthet Dent**. 2004;91:326-34.
- Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. **Swed Dent J Suppl**. 1985;28:63-9.
- Moraes LM, Rossetti PH, Rossetti LM, Pedreira AP, Valle AL, Bonachela WC. Marginal fit at cylinder-abutment interface before and after overcasting procedure. **J Appl Oral Sci**. 2005;13:366-71.
- Morais Alves da Cunha T, de Araujo RP, da Rocha PV, Amoedo RM. Comparison of Fit Accuracy between Procera(R) Custom Abutments and Three Implant Systems. **Clin Implant Dent Relat Res**. 2010;12:1-6.
- Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2009;24:636-46.
- Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2006;21:929-36
- Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent**. 2001;10:85-92.
- Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. **J Oral Implantol**. 2002;28:67-73.
- Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. **Dent Mater J**. 2009;28:373-81
- Vasconcellos DK, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Costa EM. The influence of different screw tightening forces on the vertical misfit of implant-supported framework. **J Appl Oral Sci**. 2005;13:120-5.
- Yuzugullu B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. **Clin Implant Dent Relat Res**. 2008;10:113-21.