Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto

Vitor Coró

**ANÁLISE COMPARATIVA DA INTERFACE ENTRE INTERMEDIÁRIOS E
ESTRUTURAS FUNDIDAS E CAD/CAM EM CO-CR E ZIRCÔNIA ANTES E
APÓS QUEIMA DE CERÂMICA E CICLAGEM MECÂNICA.**

Ribeirão Preto

2013

Vitor Coró

**ANÁLISE COMPARATIVA DA INTERFACE ENTRE INTERMEDIÁRIOS E
ESTRUTURAS FUNDIDAS E CAD/CAM EM CO-CR E ZIRCÔNIA ANTES E
APÓS QUEIMA DE CERÂMICA E CICLAGEM MECÂNICA.**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo, para a
obtenção do título de Doutor em
Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Co-orientadora: Prof. Dra. Ivete A. Mattias Sartori

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto

2013

**AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL
DESTE TRABALHO POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO,
PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.**

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP –
Ribeirão Preto

Coró, Vitor

Análise comparativa da interface entre intermediários e estruturas fundidas e CAD/CAM em Co-Cr e zircônia antes e após queima de cerâmica e ciclagem mecânica.

Ribeirão Preto, 2013.

120p. : il. ; 30 cm

Tese de doutorado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Versão corrigida da Tese. A versão original de encontra disponível na Unidade que aloja o programa.

Orientador: Ribeiro, Ricardo Faria.

1. Implantes Dentários. 2. Ajuste de Prótese 3. Prótese Dentária Fixada Por Implante. 4. Materiais Dentários.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Vitor Coró

Análise comparativa da interface entre intermediários e estruturas fundidas e cad/cam em co-cr e zircônia antes e após queima de cerâmica e ciclagem mecânica.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

À minha mulher Carolina,

sem seu apoio, incentivo e compreensão nada poderia ter sido realizado. Durante o tempo do doutorado passamos por tanta coisa juntos, e você sempre ao meu lado. Para mais essa etapa, foram várias viagens, noites de estudo e trabalho, e você sempre me incentivando. Sem essa segurança, os desafios parecem muito maiores, com seu carinho tudo parece possível. Obrigado por estar sempre comigo, merecemos essa conquista juntos!

Aos meus pais Edivaldo e Maysa,

que me deram suporte e incentivo desde o colégio, mostrando como era bom e importante estudar, depois faculdade, mestrado e agora doutorado, no sentido pessoal e profissional, permitindo que eu pudesse cumprir toda essa etapa de estudos da forma como foi. Foram e são exemplos de que dedicação, trabalho e honestidade podem gerar bons resultados. Obrigado aos dois por tudo.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Ricardo Faria Ribeiro,

por ter me dado a oportunidade de sua orientação. Como um grande mestre, não precisa de muito para mostrar como um orientador deve ser, tranquilo, tentando sempre ajudar da melhor forma possível, respeitando a individualidade de cada pessoa e sabendo cobrar quando preciso. Admiro muito sua competência profissional e também a preocupação com o lado pessoal, sempre dando importância a ambos. Obrigado!

À Professora Ivete Sartori,

apesar de nunca ter me orientado oficialmente, sempre foi minha orientadora, tentando mostrar o melhor caminho na vida acadêmica e profissional. Cresci e cresço muito trabalhando ao seu lado, tendo um grande exemplo onde sempre observar e aprender. Desta vez como coorientadora, obrigado por tudo!

Ao Dr. Geninho Thomé,

obrigado pelo apoio, pelas oportunidades, sempre é um grande exemplo de trabalho, dedicação e busca pela perfeição.

Ao ILAPEO,

pelo nome da Joice e da Dra. Clemilda Thomé, agradeço à toda instituição, pela confiança, pelo apoio, pelo incentivo para que os colaboradores sempre busquem melhorar em relação aos estudos e aprimoramento profissional.

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto

e todos seus mestres e funcionários, que me acolheram, sempre transmitiram conhecimento e apoio. É realmente um orgulho ter finalizado uma parte de minha formação nesta instituição.

À Prof. Adriana,

Que toma conta e organiza o laboratório de uma forma excelente, sem sua ajuda e dedicação, nem o meu, nem vários outros trabalhos seriam possíveis de ser realizados.

Aos colegas de turma e do laboratório,

Murillo, Fábio, Candinho, Flávio, Isabela, entre outros. As amizades sempre fazem com que os momentos de trabalho fiquem mais divertidos, e muitas vezes algumas cabeças pensam melhor do que uma só.

À minha irmã e cunhados, Giana, Samuel, Eduardo e Marina,

que passam pela mesma fase da nossa vida, sempre compartilhando experiências, dúvidas, e momentos sempre muito agradáveis, amo vocês.

Aos meus sogros, Maria Clara e José Gaspar,

que me tratam sempre com muito carinho, me apoiam sempre nas minhas decisões e confiam muito em mim. Obrigado por tudo!

Aos tios, Bastião e Cida,

meus avós de coração, que me receberam durante toda minha estadia em Ribeirão com muito carinho e fizeram eu me sentir em casa durante esses

dias. Com certeza fizeram com que tudo isso passasse de uma forma muito mais agradável. Foi um prazer poder conviver mais com vocês.

À minha avó Adélia,

exemplo a todos de que se a cabeça não para, a idade não importa.
Fonte de sabedoria, paciência e experiência de vida.

À Neodent,

Pelo apoio financeiro, pela doação dos materiais utilizados na pesquisa, e por ser uma empresa que incentiva o desenvolvimento da odontologia no Brasil.

À Ivoclar Vivadent,

Representada por Camila Madruga, pelo suporte, na doação de todo material utilizado na injeção da cerâmica sempre com muita boa vontade.

À Talmax,

Pelo apoio na doação do revestimento utilizado para injetar a cerâmica.

Ao Laboratório Adércio Buche,

Pela ajuda na confecção das peças, pelas dicas, pela boa vontade de sempre e principalmente pela amizade de todos.

À Faculdade de Odontologia de Uberlândia,

e ao prof. Flávio das Neves, por todo conhecimento e amizade transmitidos durante o mestrado, pelo incentivo de continuar sempre estudando e crescendo.

À Faculdade de Odontologia da UFPR,

Por minha formação, onde teve início minha jornada dentro da Odontologia.

Aos professores e amigos do ILAPEO,

que de alguma forma ajudaram durante a fase do doutorado, Marcela, Sérgio, Halina, Hyung, Yuri, Rodrigo, que ajudou em toda parte de análise estatística, entre outros.

CORÓ. V. Análise comparativa da interface entre intermediários e estruturas fundidas e cad/cam em co-cr e zircônia antes e após queima de cerâmica e ciclagem mecânica. Ribeirão Preto, 2013. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

As próteses sobre implantes apresentam alto índice de sucesso, mas ainda existem relatos de complicações técnicas e mecânicas, principalmente em relação à adaptação e desaperto de parafusos. Técnicas CAD/CAM foram desenvolvidas tentando melhorar adaptação e passividade, e hoje existem vários materiais e sistemas como opção de trabalho. A proposta deste estudo foi avaliar, por meio de leitura em microscópio, a adaptação de próteses de três elementos sobre dois implantes confeccionadas em diferentes materiais, por diferentes técnicas, antes e após a queima de cerâmica. Também foi verificado se o método/material utilizado, assim como o grau de adaptação influenciariam no comportamento das peças frente a um ensaio de fadiga mecânica. Foram formados 5 grupos de 10 amostras ($n=10$). Após leituras, prensagem de cerâmica e ensaio de fadiga, os dados foram submetidos aos testes ANOVA e Tuckey-Kramer's. As médias de desajuste vertical pré e pós aplicação da cerâmica, quando ambos parafusos apertados foram para G1: Estruturas fundidas em Co-Cr com cilindros calcináveis ($26,03 \pm 18,4$) e ($36,5 \pm 9$); G2: Estruturas sobrefundidas em liga de Co-Cr, utilizando cilindros com base de Co-Cr ($4,86 \pm 5$) e ($10,5 \pm 6$); G3: Estruturas fundidas em liga de Co-Cr, associadas à técnica do cilindro cimentado (0 ± 0) e (0 ± 0); G4: Estruturas usinadas em Co-Cr CAD/CAM (0 ± 0) e ($2,7 \pm 2$); G5: Estruturas usinadas em Zircônia CAD/CAM ($14,87 \pm 9$) e ($15,2 \pm 8$). Para a condição de medida com apenas um dos lados apertado, pré e pós cerâmica, do lado parafusado, os resultados foram para G1: $9,63 \pm 1$ e $34,8 \pm 8$. G2: $2,37 \pm 5$ e $11,9 \pm 9$. G3: 0 ± 0 e 0 ± 0 . G4: 0 ± 0 e $3,4 \pm 3$. G5: $17,69 \pm 1$ e $20,8 \pm 9$. Para a condição de medida com apenas um dos lados apertado, pré e pós cerâmica, do lado desparafusado, os resultados foram para G1: $124,22 \pm 37$ e $129,8 \pm 37$. G2: $64,79 \pm 47$ e $80,6 \pm 46$. G3: $12,34 \pm 17$ e $2,1 \pm 3$. G4: $3,54 \pm 5$ e $17,6 \pm 8$. G5: $37,77 \pm 25$ e $42,4 \pm 19$. O torque de desaperto dos parafusos protéticos foi verificado antes e após ensaio de fadiga com 300.000 ciclos. Os valores médios encontrados foram respectivamente: G1; $5,80 \pm 1,23$ e $4,11 \pm 1,16$. G2; $6,30 \pm 1,00$ e $3,32 \pm 0,87$. G3; $5,63 \pm 1,05$ e $3,30 \pm 1,46$. G4; $7,24 \pm 1,05$ e $3,44 \pm 1,62$. G5; $7,75 \pm 1,25$ e $6,78 \pm 1,18$. Os grupos CC, Co-Cr CAD/CAM e Zi, apresentaram os melhores resultados quanto ao ajuste vertical, seguidos pelo grupo Co-Cr e calcinável. Os grupos CC, Co-Cr e Co-Cr CAD/CAM apresentaram perda de torque dos parafusos protéticos após o ensaio de fadiga mecânica. O grupo Zi teve menor perda de torque entre todos grupos, comparando antes e após o teste de fadiga. Nenhum dos grupos apresentou perda de torque suficiente para que a prótese perdesse estabilidade da junção.

Palavras-Chave: Implantes Dentários, Ajuste de Prótese, Prótese Dentária Fixada Por Implante, Materiais Dentários.

CORÓ. V. Comparative analysis of the interface between different abutments and casted or CAD/CAM prostheses before and after ceramic firing and behavior after mechanical cycling. Ribeirão Preto, 2013. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

The implant-supported prostheses present a high success rate, but there are still reports of technical and mechanical complications, mainly regarding adaptation and loosening of screws. CAD / CAM techniques have been developed trying to improve adaptation and passivity, and today there are many options of materials and systems to work with. The purpose of this study was to evaluate, by microscope, fitting of three elements prostheses retained by two implants, made of different materials, different techniques, before and after ceramic firing. It was also verified if the method/material used, as well as the degree of adjustment would influence on the behavior of the prostheses after a fatigue test. Five groups of ten specimens were formed ($n = 10$). After reading, ceramic pressing and fatigue test data were submitted to ANOVA and Tukey-Kramer's tests. The mean vertical misfit pre and post application of ceramic, whit both screws tightened to G1: Structures casted in Co-Cr with castable cylinders (26.03 ± 18.4) and (36.5 ± 9) G2: Structures casted in Co-Cr, with Co-Cr basis cylinder (4.86 ± 5) (10.5 ± 6); G3: Structures casted in Co-Cr associated with the cemented cylinder technique (0 ± 0) and (0 ± 0); G4: Machined structures in Co-Cr CAD/CAM (0 ± 0) and (2.7 ± 2), G5: Structures machined in zirconia CAD / CAM (14.87 ± 9) and (15.2 ± 8). To the measurement condition of only one side tighted, pre and post ceramic, on the tightned side, the results were G1: 9.63 ± 1 and 34.8 ± 8 . G2: 2.37 ± 5 and 11.9 ± 9 . G3: 0 ± 0 and 0 ± 0 . G4: 0 ± 0 and 3.4 ± 3 . G5: 17.69 ± 1 and 20.8 ± 9 . To the measurement condition of only one side tightened, pre and post ceramic, on the untightened side, the results were in G1: 124.22 ± 37 and 129.8 ± 37 . G2: 64.79 ± 47 and 80.6 ± 46 . G3: 12.34 ± 2.1 and 17 ± 3 . G4: 5 ± 3.54 and 17.6 ± 8 . G5: 37.77 ± 25 and 42.4 ± 19 . The loosening torque of prosthetic screws was checked before and after fatigue test to 300,000 cycles. The mean values were: G1; $5,80 \pm 1,23$ e $4,11 \pm 1,16$. G2; $6,30 \pm 1,00$ e $3,32 \pm 0,87$. G3; $5,63 \pm 1,05$ e $3,30 \pm 1,46$. G4; $7,24 \pm 1,05$ e $3,44 \pm 1,62$. G5; $7,75 \pm 1,25$ e $6,78 \pm 1,18$. CC groups, Co-Cr CAD / CAM and Zi, showed the best results regarding vertical adjustment, followed by the Co-Cr group and castable. CC groups, Co-Cr and Co-Cr CAD / CAM presented loss of torque after fatigue test. The Zi group showed less loss of torque among all groups, comparing before and after fatigue test. None of the groups showed enough loosening to loose joint stability.

KEY WORDS: Dental implants, Prosthesis Fitting, Implant-Supported Dental Prosthesis, Dental Materials.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01	Sequência de obtenção da base de trabalho: Base metálica (A), Cimentação com cimento Panavia (B), Base com implantes cimentados e mini-pilares instalados (C).....	43
Figura 02	Sequência de enceramento da prótese fixa de 3 elementos: Cilindros calcináveis posicionados sobre os mini pilares (A), União com Pattern Resin (B), Corte dos cilindros em tamanho adequado (C), Enceramento finalizado (D).....	44
Figura 03	Matriz de silicone confeccionada sobre o enceramento (A), Matriz seccionada ao meio para a confecção das demais peças protéticas com as mesmas dimensões (B).....	45
Figura 04	Corpo de prova pronto para inclusão no revestimento (A), vista aproximada da parte interna (B).....	46
Figura 05	Revestimento sendo espatulado a vácuo (A), Inclusão do corpo de prova (B), Corpo de prova pronto para fundição (C).....	46
Figura 06	Anéis de fundição no interior do forno (A), Anéis sendo colocados na centrífuga (B).....	47
Figura 07	Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Co-Cr.....	47
Figura 08	Enceramento do grupo CC: Cilindros plásticos posicionados (A), União com Pattern Resin (B), Muralha em silicone posicionada (C), Cera sendo vertida para obtenção do enceramento (D), Enceramento obtido (E), Enceramento após acabamento (F).....	49
Figura 09	Sequência de cimentação do grupo cilindro cimentado. Peça obtida após a fundição (A), Cilindros de titânio (B), Cimentação com cimento Panavia (C), Peça cimentada (D), Aplicação do inibidor de oxigênio (E), Cimentação finalizada (F).....	50
Figura 10	Fresagem de infraestruturas em zircônia (A), Fresagem de infraestruturas em cobalto-cromo (B).....	51
Figura 11	Microscópio Monocular de medição Marcel Aubert SA CH200.....	51
Figura 12	Base para leitura em plano inclinado (A). Base sendo utilizada no microscópio (B).....	52
Figura 13	Matriz em silicone para duplicação do enceramento (A). Matriz posicionada sobre base metálica duplicando o enceramento (B).....	54

Figura 14	Enceramentos sendo colocados no anel (A). Enceramentos presos ao anel (B). Forno utilizado para evaporação da cera (C).....	55
Figura 15	Anel com pastilhas e êmbolo pronto para injeção da cerâmica (A). Programa para injeção da cerâmica (B).....	55
Figura 16	Anel seccionado após prensagem da cerâmica (A). Revestimento sendo removido com jato de óxido de alumínio (B).....	56
Figura 17	Adaptação considerada 0µm (A). Cerâmica na borda da estrutura interferindo na adaptação (B).....	57
Figura 18	Tubos de PVC fechados com resina acrílica A). Cerâmica na borda da estrutura interferindo na adaptação (B).....	58
Figura 19	Torquímetro digital com chave encaixada no parafuso protético.....	59
Figura 20	Máquina utilizada no ensaio de fadiga mecânica.....	61
Figura 21	Adaptação considerada 0µm (A). Cerâmica na borda da estrutura interferindo na adaptação (B).....	61
Figura 22	Gráfico do desajuste vertical antes e após aplicação da cerâmica para ambos lados parafusados.....	64
Figura 23	Gráfico do desajuste vertical antes e após aplicação da cerâmica no lado parafusado.....	65
Figura 24	Gráfico do desajuste vertical antes e após aplicação da cerâmica no lado desparafusado.....	66
Figura 25	Gráfico do torque de desaperto dos parafusos antes e após fadiga mecânica.....	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 01	Valores médios de desajuste vertical (μm), antes e após aplicação da cerâmica, para ambos os parafusos apertados. Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa (nível de significância 95%)	64
Tabela 02	Valores médios de desajuste vertical (μm) do lado parafusado, antes e após aplicação da cerâmica, com apenas um dos lados com parafuso apertado. Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa (nível de significância 95%)	65
Tabela 03	Valores médios de desajuste vertical (μm) do lado não parafusado, antes e após aplicação da cerâmica, com apenas um dos lados com parafuso apertado. Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa (nível de significância 95%)	66
Tabela 04	Valores médios de torque de desaperto (Ncm), antes e após teste de fadiga mecânica. Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa (nível de significância 95%)	67

SUMÁRIO

RESUMO.....	11
ABSTRACT.....	12
LISTA DE FIGURAS.....	13
LISTA DE TABELAS.....	15
1. INTRODUÇÃO.....	18
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	22
3. PROPOSIÇÃO.....	41
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	43
4.1 Obtenção da base do corpo de prova.....	43
4.2 Confeção das estruturas protéticas.....	43
4.3 Leituras e obtenção dos dados.....	51
4.4 Prensagem da cerâmica.....	52
4.5 Fadiga mecânica.....	57
4.6 Análise estatística.....	61
5. RESULTADOS.....	63
6. DISCUSSÃO.....	69
7. DISCUSSÃO.....	76
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	78
9. APÊNDICE.....	86

1 – INTRODUÇÃO

1 - INTRODUÇÃO

O sucesso clínico dos implantes osseointegrados tem sido clinicamente bem aceito há longo tempo, assim como cientificamente bem documentado (Ross et al., 1997; Northdurft e Pospiech, 2010; Komiyama et al., 2012; Tabaka et al., 2012). Entretanto, complicações mecânicas, técnicas e biológicas ainda são descritas na literatura principalmente no que se refere à desadaptação marginal, vertical e horizontal, e desajustes internos, que interferem diretamente na integridade e longevidade do tratamento restaurador (Khraisat et al., 2004).

Apesar da passividade absoluta de estruturas sobre implantes ser muito difícil de ser alcançada (Vasconcellos et al., 2012), acredita-se que quanto menor o grau de tensão gerado, maior a probabilidade de sucesso em longo prazo deste tipo de tratamento (Tahmaseb et al., 2010). Falta de passividade e de precisão marginal das peças protéticas são fatores geradores de tensão nos componentes dos implantes e têm sido indicadas como um fator etiológico em complicações protéticas como fraturas por fadiga mecânica e desaperto de parafusos. Fatos esses que, geralmente resultam em consumo de tempo e gastos em reparos. Boa adaptação pode levar a melhor comportamento mecânico e biológico (Baixe et al., 2010) sendo também descrita como necessária para assegurar resultado clínico satisfatório em longo prazo (Di Felice et al., 2007).

As desadaptações entre implante, ou intermediário, e estrutura protética pode ser determinada pela combinação de diferentes fatores. Entre eles estão: tolerância de usinagem, desenho e morfologia dos componentes protéticos do implante fornecido pelo fabricante; material e técnica de moldagem; precisão e resistência do material utilizado no modelo; técnica de fundição; aplicação da porcelana e acabamento das peças (Koke et al., 2004; Di Felice et al., 2007; Karl e Taylor, 2011).

Partindo de perspectivas biológicas e mecânicas, adaptação passiva entre implantes osseointegrados e infraestruturas protéticas tem sido reconhecida como potencial fator discriminador de prognóstico (Al Wazzan e Al-Nazzawi, 2007). Próteses metalocerâmicas múltiplas, fundidas em peça única, podem resultar em

imprecisões prejudiciais ao sistema (Garlapo et al., 1983; Barbosa et al., 2010). Os ciclos de queima da porcelana podem causar distorções nas estruturas metálicas, devido ao *creep* dos metais (Anusavice et al., 1985), ou mesmo à contração da porcelana (Bridger & Nicholls, 1981). Processos laboratoriais durante e após a queima da cerâmica também podem causar desadaptações (Campbell, 1995; Lakhani et al., 2002).

Técnicas utilizando solda a laser, eletroerosão ou cimentação passiva da estrutura, foram desenvolvidas para tentar melhorar a adaptação das estruturas protéticas (de Torres et al., 2007; Sellers, 1989; Contreras et al., 2002; Sartori et al., 2004). Mais recentemente, técnicas de confecção de infraestruturas utilizando sistemas computadorizados CAD-CAM também têm sido aplicadas com finalidade de melhorar a passividade de estruturas evitando o processo de fundição (Ortop et al., 2003; Drago et al., 2010; Almasri et al., 2011). Ligas de metais não preciosos (que não contêm ouro, prata, platina ou paládio em sua composição) são mais utilizadas hoje pelo menor custo, mas possuem maiores temperaturas de fusão e sofrem maior contração durante o resfriamento (de Torres et al., 2007). Como opção às ligas metálicas, em casos onde a estética é mandatória, próteses livres de metal seriam a escolha ideal para substituir dentes ausentes. Dentre os materiais utilizados como opção às ligas metálicas está a zircônia, que possui resistência à fratura suficiente (Borchers et al., 2010), mesmo em áreas posteriores (Northdurft e Pospiech, 2010; Tabaka et al., 2012), ótima biocompatibilidade, além de melhores propriedades ópticas (Ortop et al. 2003; de Torres et al., 2007; Vigolo e Fonzi, 2008, Kim et al., 2013)

As cerâmicas odontológicas que recobrem as estruturas protéticas, estão sob forças intermitentes durante a mastigação, e estas forças aplicadas nos materiais desenvolvem cargas cíclicas que podem ser simuladas em ciclagens mecânicas (Yilmaz et al., 2011). Testes de fadiga alteram propriedades dos materiais, por isso são metodologias muito importantes no desenvolvimento de novos sistemas. Os estudos desenvolvidos nesta área podem fornecer informações sobre o comportamento dos trabalhos ao longo dos anos (Khon et al.,

2003). Estruturas de zircônia ainda necessitam de maiores estudos de envelhecimento acelerado para maiores observações quanto à longevidade.

Neste contexto, parece pertinente a avaliação da adaptação de estruturas confeccionadas com diferentes técnicas, em diferentes materiais, com e sem porcelana de cobertura, e submeter estas peças a ensaios de fadiga, analisando o comportamento em longo prazo.

2 – REVISÃO DA LITERATURA

2 - REVISÃO DA LITERATURA

Kohn analisou, em 1992, os fatores que interferem na biomecânica dos implantes dentários. O autor relata que o sucesso de um implante é dependente de fatores biomecânicos e de biomateriais, dentre eles: processamento dos materiais, mecanismos de ligação tecido/implante, propriedades mecânicas, forma do implante, tipos de cargas, propriedades do tecido, distribuição de tensões, estabilidade inicial, mecanismos para atingir osseointegração, biocompatibilidade e superfície do implante. E para que o implante ideal seja alcançado, muitos testes devem ser realizados. O ensaio de fadiga de um implante é clinicamente importante, e o comportamento em longo prazo deve ser avaliado, assim como as possíveis falhas que possam ocorrer ao longo do tempo. A propriedade de fadiga deve ser quantificada para que os implantes possam ser desenhados com precisão, de acordo com sua utilização.

Campbell e Pelletier publicaram em 1992 um trabalho dividido em duas partes, relatando sobre distorções de ligas metálicas causadas por queimas de cerâmica. O primeiro trabalho enfatizou a espessura do colar metálico do *coping* que poderia influenciar nesta distorção. O primeiro grupo tinha 0,1mm, o segundo 0,4mm e o terceiro 0,8mm de espessura. Os *copings* foram medidos em microscópio ótico quanto ao desajuste vertical em 10 pontos. Foi realizada uma queima de oxidação, uma nova leitura, depois duas queimas de opaco e a aplicação da cerâmica de corpo, seguida de mais uma leitura em microscópio. Após a oxidação, os grupos 0,1, 0,4 e 0,8mm tiveram aumentos de 14, 16 e 12µm, respectivamente. Os autores colocaram que quando a espessura diminui, a tendência é que a desadaptação aumente, e que o ideal seria realizar prova das estruturas metálicas após a primeira queima de oxidação.

Na segunda parte do trabalho, Campbell e Pelletier, em 1992, alteraram as ordens de queima de óxido e acabamento da superfície para observar qual seria a etiologia da distorção durante a queima. O único grupo que apresentou desadaptação maior do que os outros foi aquele no qual o acabamento do *coping*

foi feito antes da queima inicial de oxidação (13 μ m). Os autores relataram que os únicos fatores que podem ser responsáveis pela distorção no caso apresentado são: liberação de tensões resultantes do processo de solidificação do metal e liberação de tensões introduzidas pelo acabamento da superfície na preparação para aplicação da cerâmica. Quando um metal é alterado plasticamente em temperaturas mais baixas que seu ponto de fusão, é dito que ele é trabalhado a frio. A maior parte da energia neste trabalho é dispersada em forma de calor, mas uma porção é armazenada no metal como tensão. A energia acumulada aumenta quando aumenta a deformação. A liberação desta tensão acumulada ocorre em elevadas temperaturas em um processo chamado de recozimento. Este processo depende de tempo e temperatura, e é muito sensível a pequenas alterações nesta temperatura. Nenhum destes fatores individualmente conseguiu causar diferenças significantes nos *copings* analisados. Quando passado pela fundição, e pelo desgaste a frio, o grupo apresentou diferenças. Os resultados sugerem que a prova do metal seja realizada após a queima de oxidação, sendo que a maior parte da distorção acontece nesta fase. Os autores sugerem que a oxidação seja realizada logo após a fundição, antes do acabamento a frio, ou que ainda dentro do revestimento, a estrutura seja reaquecida por 20 minutos

Em 1995, Wiscott et al. definiram em seu trabalho algumas diretrizes em relação a testes de fadiga mecânica utilizados na odontologia. Apesar do ensaio ser capaz de reproduzir cargas intermitentes como acontece na mastigação, parâmetros como: carga, amplitude, valores, podem diferir consideravelmente. Para determinar a relação da quantidade de ciclos por ano, os autores colocam que três períodos de mastigação de 15 minutos por dia, à frequência de 60 ciclos por minuto dariam a média de 2700 ciclos por dia, ou 1 milhão de ciclos por ano. Se a carga da ciclagem for aumentada, a falha pode ocorrer em um período mais curto e vice-versa, este fenômeno é chamado de curva S-N. A carga funcional é aplicada aos dentes em várias direções, sendo que ensaios uniaxiais reproduzem, em parte, condições do meio oral. Os autores concluíram que testes por cargas cíclicas são um meio rápido e efetivo para gerar dados relevantes.

Campbell et al. avaliaram em 1995, os efeitos da queima de cerâmica e do acabamento na distorção de coroas metalocerâmicas fundidas. Um preparo foi realizado e a partir deste, foram confeccionados 33 modelos e 33 *copings* fundidos com liga áurea. Cada *coping* foi medido em relação ao ajuste marginal em 5 pontos. Depois, foram divididos em três grupos: grupo 1: o metal foi finalizado com duas pedras de acabamento, jateados com óxido de alumínio e oxidado (queima). As amostras foram medidas e novamente queimadas. Grupo 2: os *copings* foram oxidados logo após a limpeza do revestimento, depois o mesmo procedimento do grupo 1 e novamente oxidado. Grupo 3: Os *copings* foram revestidos novamente e levados ao forno por 20 minutos a 1038° C, mesma temperatura da oxidação das peças. Depois o mesmo procedimento do grupo 1 foi realizado. Foram aplicados testes ANOVA e Tukey. Todas as amostras tiveram aumento na discrepância marginal após o acabamento e a fase de oxidação. Nas fases seguintes os *copings* não tiveram alteração. O grupo que teve a oxidação prévia ao acabamento com as pedras teve menor distorção do que os outros grupos. O grupo no qual o revestimento foi utilizado duas vezes também teve resultados melhores de adaptação. Os autores sugerem que uma queima de oxidação prévia ao acabamento do *coping* seja realizada, ou que após a fundição, o revestimento seja resfriado, aquecido novamente à temperatura de oxidação e resfriado novamente para depois ser removido o revestimento.

Brunski et al. (2000) descreveram a biomecânica na área da implantodontia como se encontrava no período em que o estudo foi desenvolvido. Os autores colocam o bruxismo como um dos principais fatores responsáveis por problemas nas próteses sobre implantes. A presença de cantilévers exacerba as cargas e momentos de flexão que atuam normalmente nas próteses. Diferentes desenhos de implantes e próteses resultam em diferentes distribuições de tensões.

Schwarz, em 2000, discutindo a respeito das complicações mecânicas que forças mastigatórias podem causar em próteses sobre implantes, considerou que os implantes osseointegrados, por não possuírem ligamento periodontal, responsável pela adaptação dos dentes frente a forças externas, podem apresentar complicações mecânicas como desaperto e fratura de parafusos ou

implantes. Colocaram também que a estabilidade da junção pilar/implante depende de adequada pré-carga, adaptação dos componentes e características anti-rotacionais da interface. Como nos implantes de hexágono externo a pré-carga é a única força que resiste às forças oclusais do paciente, se a pré-carga é excedida pela carga oclusal e a junção não possui um dispositivo anti-rotacional eficiente, os parafusos se soltam. Alegaram ainda que até mesmo uma junção com anti-rotacional pode soltar-se por causa do limite de tolerância de fabricação entre as peças. Em relação à fratura de parafusos de pilar, relataram que a ocorrência é na área próxima à crista óssea. Quanto às fraturas de implantes consideraram que ocorrem mais em áreas posteriores onde a força de mastigação é maior, principalmente em próteses com cantiléver e pacientes bruxômanos. Recomendaram que, nesses casos sejam utilizados implantes de, no mínimo, diâmetro regular e que o tipo de conexão seja avaliada para que se utilize a mais indicada.

Graton et al., 2001, avaliaram o efeito de diferentes torques de pré-carga dos parafusos dos pilares na micro-mobilidade e na fadiga mecânica da interface implante-pilar-parafuso. Em cada grupo de próteses unitárias foi aplicado um torque diferente: 32 Ncm, 16 Ncm e 48 Ncm. Os implantes foram submetidos a cargas cíclicas axiais. A carga aplicada variava entre 20 a 130N com frequência de 6 Hz até 100.000 ciclos. A carga foi aplicada a 6mm do centro do implante. Para medir a micro-movimentação das junções foram utilizados extensômetros. Não houve aumento na mobilidade das junções com o tempo de ciclagem. Algumas razões foram colocadas pelo autor para explicar estes resultados, como a quantidade de carga aplicada, a direção e localização da carga assim como sua duração. O número de ciclos deste estudo pode ter sido insuficiente para causar deterioração do parafuso. Os três grupos mantiveram constante micro-movimentação durante a aplicação de carga em 100.000 ciclos.

Em 2001, Hoyer et al. compararam a abertura da junção pilar/implante quando submetida à fadiga, utilizando pilares tipo UCLA de diâmetro regular e diâmetro largo. Os implantes foram inseridos em um dispositivo metálico de aço inoxidável para execução dos testes. A carga variou de 120 ± 10 N, a 11 Hz até

um máximo de 500.000 ciclos. A abertura da junção durante o ensaio foi verificada utilizando extensômetros, após 1.000, 10.000, 100.000 e 500.000 ciclos de carga. Dentro das mesmas condições, os implantes regulares e largos tiveram comportamentos semelhantes quanto à abertura de junção.

Contreras et al. compararam, em 2002, a adaptação de coroas fabricadas em Ti cp (Ti cp), liga de titânio e liga de prata-paládio antes e após refinamento marginal por descarga elétrica (eletroerosão). As coroas metálicas foram medidas em microscópio com aumento de 50 vezes, com precisão de 0,5µm. Foram medidos 4 pontos em cada coroa antes e após a erosão elétrica. Os resultados médios da adaptação das coroas após fundição foram: Pd-Ag: 45,2µm; Ti-6Al-4V: 50,8µm; Ti cp: 83,9µm. Após a eletroerosão os resultados foram: Ti-6Al-4Va: 24,5µm; Ti cp: 50,6µm. Os autores consideraram o valor de 100µm como média aceitável. O trabalho conclui que o Ti cp e a liga de titânio tiveram valores aceitáveis e que o método de eletroerosão melhorou a adaptação marginal das coroas.

Lakhani et al. avaliaram, em 2002, a influência da queima de cerâmica e do preparo da estrutura metálica na adaptação de estruturas parafusadas sobre implantes. Quinze infraestruturas foram fabricadas em liga nobre, sobre intermediários de 3 implantes. As amostras foram divididas em três grupos variando o momento do acabamento a frio. No grupo três, as estruturas foram reaquecidas antes do revestimento ser removido. Após cada fase (oxidação, opaco, cerâmica) foi medida a adaptação em relação ao intermediário. Todas as estruturas tiveram o desajuste aumentado após os ciclos de queima, mas a alteração nas fases do ciclo não influenciaram no grau de distorção.

Hecker e Eckert, em 2003, verificaram a desadaptação entre cilindro protético e pilar, causada pela ciclagem mecânica. Cinco implantes foram instalados em uma base rígida com 10mm entre eles, formando um arco, com cantiléver de 18mm. Quinze infraestruturas foram confeccionadas por fundição e não foi realizada nenhuma soldagem. Em cada implante foram marcados 4 pontos indicando os locais a serem avaliados. Os pilares foram instalados com torquímetro manual, assim como os parafusos protéticos. O torque dos parafusos

da próteses foram conferidos com torquímetro digital. A distância entre os cilindros e os pilares foram medidos com microscópio óptico antes da ciclagem, após 50.000 ciclos e após 200.000 ciclos. Os valores variaram de 47 a 67µm entre estruturas e intermediários. Quando a carga foi aplicada na região anterior da barra fundida, o desajuste vertical entre cilindro e barra diminuiu nos pontos analisados da região lingual. Quando a carga foi aplicada bilateralmente e unilateralmente nos cantiléveres, o desajuste vertical não foi alterado antes e após ciclagem mecânica. Em nenhum dos casos houve diferença estatisticamente significativa. Os autores relataram que a melhora em relação ao ajuste pode ter sido causada por um desgaste causado pela fadiga, que fez com que o cilindro e o pilar ficassem mais próximos.

Kharaisat et al. (2004) verificaram o desaperto dos parafusos dos pilares de implantes de hexágono externo após ciclagem mecânica com carga em diferentes posições. Os autores deram o torque inicial de 32Ncm nos parafusos com torquímetro digital e após 10 minutos repetiram o torque para o caso de perda de pré-torque. Após cinco minutos o torque reverso era medido, e depois disso dado o torque e o re-torque novamente. A carga utilizada foi de 50N, o que estava dentro da força máxima de mastigação de um paciente portador de prótese fixa sobre implantes (35 a 330N). A frequência utilizada foi 75 ciclos/min, similar à relatada frequência de mastigação humana. O máximo de $1,0 \times 10^6$ ciclos foram idealizados, representando 40 meses de função simulada. Os valores analisados foram da diferença do torque reverso antes e após os carregamentos. A cada 10.000 ciclos a máquina era interrompida com o objetivo de verificar se havia alguma falha nas amostras. No final dos testes as amostras eram colocadas em um dispositivo rígido de suporte para verificar o torque reverso do parafuso do pilar. Nenhum deslocamento da estrutura coronária cimentada ou desaperto de parafuso foram notados, e o torque reverso dos parafusos em carga lateral excêntrica não foi diferente estatisticamente dos parafusos que receberam carga lateral cêntrica.

Sartori et al. compararam, em 2004, a adaptação de estruturas sobre implantes fundidas em titânio e ouro, antes e após eletroerosão. Foram fundidas

em peça única 5 estruturas em cada material. Uma base metálica foi obtida a partir de um modelo de um paciente que havia recebido dois implantes na maxila posterior. Neste modelo as estruturas foram parafusadas utilizando a técnica de Sheffield. Quando ambos parafusos apertados os resultados foram Au: 12,6 μ m e Ti: 30,1 μ m, e quando medido a lado desapertado, não houve diferença entre os grupos (Au: 69,2 μ m e Ti: 94,2 μ m). Após eletroerosão os resultados foram significativamente melhores para ambos grupos.

Att et al., em 2006, avaliaram a resistência à fratura de restaurações totais cerâmicas sobre implantes. Em um grupo foram utilizados pilares de titânio, em outro, pilares de alumina e no terceiro, pilares de zircônia. Coroas Procera foram cimentadas sobre os pilares e antes do teste de resistência as amostras foram submetidas à ciclagem mecânica e térmica. As amostras foram incluídas em resina acrílica com módulo de elasticidade de 12GPa, que é aproximado ao do osso humano (18GPa). Os parafusos dos pilares foram apertados com torquímetro manual em 35N e após 1 minuto foram reapertados. As amostras foram submetidas a 1.200.000 ciclos para simular 5 anos em função. A carga aplicada foi de 49N para simular uma situação clínica real. Todas as amostras passaram pela ciclagem sem falhas. No teste de resistência à fratura, as amostras com pilares de titânio apresentaram resistência significativamente maior do que os dois outros grupos, mas todos são capazes de suportar cargas fisiológicas em região anterior (200N).

Hecker et al., em 2006, compararam adaptações na interface prótese-pilar entre pilares ciclados mecanicamente e pilares novos pré-fabricados. Cinco implantes foram dispostos em uma base rígida com 10mm entre eles, e cantiléver de 18mm. Quinze infraestruturas foram enceradas e fundidas sobre pilares de 4mm de altura. Não foram feitas adaptações por secção ou soldagem. Os pilares foram instalados com 20Ncm utilizando um torquímetro digital, assim como nos parafusos protéticos, com torque de 10Ncm. Uma máquina universal hidráulica (MTS 810; MTS Systems Corp, EUA) foi utilizada para aplicar 200N por 200.000 ciclos em diferentes regiões: anterior de mandíbula, unilateral posterior e bilateral posterior. Após a ciclagem, as estruturas foram colocadas no modelo original,

utilizando os intermediários que passaram pelo teste de fadiga. Os desajustes entre estes pilares e infraestrutura protética foram medidos. Em seguida os pilares foram substituídos por novos e as medições realizadas nas mesmas posições. Após análise estatística, foi verificado que não houve diferença de adaptações com pilares novos ou após ciclagem mecânica, nem em relação aos pontos de aplicação de carga.

Lobbezoo et al. fizeram, em 2006, uma revisão sobre a utilização de implantes osseointegrados em pacientes com bruxismo. O bruxismo é utilizado como fator de exclusão em vários estudos no assunto, por isso existem lacunas científicas na área. Na revisão, os autores mostram que alguns estudos que excluem pacientes bruxômanos mostram uma porcentagem de sucesso maior do que os estudos que incluem este tipo de paciente. E outros estudos nos quais as taxas de sucesso não são alteradas. Devido à falta de evidências científicas, os cuidados na instalação de implantes em pacientes bruxômanos são baseados em experiências clínicas. Uma das condutas seria reduzir cúspides para minimizar cargas laterais, que podem ser mais prejudiciais ao sistema de implantes.

Vigolo e Fonzi avaliaram, em 2008, a adaptação marginal de estruturas de zircônia de quatro elementos e dois pilares, fabricados por 3 diferentes sistemas CAD/CAM, antes e após queima da cerâmica. Foram avaliados os sistemas, Everest (KaVo Dental GmbH, Biberach, Alemanha); Procera (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia); Lava (3M espe, Seefeld, Alemanha). Foram medidos 4 pontos em cada pilar, em relação ao desajuste vertical. Valores foram obtidos antes da aplicação, após aplicação e após *glaze*. Os valores obtidos, em micrometros, foram para o sistema Everest: 63,37 (tempo 0); 65,34 (tempo 1); 65,49 (tempo 2). Para o sistema Procera: 61,08 (tempo 0), 62,46 (tempo 1), 63,46 (tempo 2). Para o sistema Lava: 46,30 (tempo 0), 46,79 (tempo 1), 47,28 (tempo 2). O sistema Lava apresentou melhores resultados, e não houve alteração entre as fases de queima de cerâmica. Os autores colocam que os três sistemas são aceitáveis clinicamente quanto ao ajuste marginal.

Barbosa et al., analisaram, em 2008, se haveria relação entre desajustes marginais de próteses sobre 5 implantes e desaperto de parafusos dos pilares.

Foram confeccionadas 4 estruturas em Ti cp fundido. Depois da desinclusão, nódulos e *sprues* foram removidos sob lente de aumento. Após leitura de desajustes marginais verticais em microscópio com aumento de 30x, as próteses foram instaladas e o torque de remoção dos parafusos foi medido. O valor médio de desajuste foi de $29,08 \pm 8,78\mu\text{m}$. O valor de perda de torque foi de aproximadamente 50% do torque inicial. Algumas vezes a perda de torque chegou a 70%. Os autores concluíram que o tamanho do desajuste marginal não teve influência nos valores de torque de remoção dos parafusos dos pilares.

Tiossi et al., compararam, em 2008, o desajuste vertical em próteses de três elementos sobre implantes confeccionadas em três diferentes materiais; Co-Cr, Ni-Cr e titânio, após fundição e após solda a laser seguidas de simulação de queima de cerâmica (1 oxidação, 2 opaco, 1 dentina, 1 esmalte, 1 *glaze*). O grupo Ni-Cr teve os melhores resultados quanto à adaptação, apesar dos resultados não apresentarem diferenças estatisticamente significantes. Quando observada a adaptação antes da solda, o lado sem parafuso teve resultados piores, mostrando falta de passividade. As queimas simuladas não alteraram a adaptação das estruturas. Os autores consideraram os valores encontrados aceitáveis, abaixo de $100\mu\text{m}$. Com ambos parafusos apertados, após a fundição, os resultados foram: Co-Cr $54,23\mu\text{m}$; Ni-Cr $25\mu\text{m}$; Ti $48,41\mu\text{m}$. Após a solda: Co-Cr $21,49\mu\text{m}$; Ni-Cr $13,1\mu\text{m}$; Ti $17,7\mu\text{m}$. Após a queima simulada da cerâmica: Co-Cr $20,1\mu\text{m}$; Ni-Cr $12,97\mu\text{m}$; Ti $18,81\mu\text{m}$.

Stüker e al. avaliaram, em 2008, o pré-torque em três diferentes parafusos de pilares utilizando extensometria e medindo torque de desaperto dos parafusos. Os autores relatam que quando duas superfícies de metal estão em contato, forças de fricção e adesão limitam o movimento entre elas. Quando há algo que diminui o atrito o pré-torque aumenta. Foram avaliados parafusos de titânio, titânio com tratamento de superfície e de ouro. Quanto ao valor de pré-torque houve diferença entre os três grupos, com resultados melhores para ouro, depois titânio com cobertura de carbono e titânio. Em relação ao torque de remoção dos parafusos, também houve diferença, com maiores valores para o parafuso de titânio, seguido pelos de ouro por último aqueles com superfície tratada. Os

autores discutem várias causas que podem influenciar nos torques dos parafusos indicando que a perda de torque é multifatorial.

Lee et al. publicaram um trabalho, em 2009, com o objetivo de verificar a influência da frequência e do ambiente de testes de fadiga em implantes dentários seguindo o protocolo ISO 14801. A variação foi de 2 ou 30Hz de frequência, e temperatura ambiente a seco ou em solução salina a 37° C. Foi observado que na frequência de 2Hz ocorreram mais falhas do que em 30Hz, por motivos que ainda precisam ser elucidados. As condições de solução salina ou ambiente seco não influenciaram na falha dos implantes. A maioria das falhas ocorridas foram antes de 350.000 ciclos.

Drago et al. avaliaram, em 2010, a adaptação entre estruturas sobre cinco implantes confeccionadas de duas diferentes formas: CAD/CAM e técnica da cera perdida (fundição). A partir de um modelo inicial com 5 implantes foram realizadas 20 moldagens, e os modelos foram separados aleatoriamente em dois grupos de 10. Em um dos grupos as estruturas foram confeccionadas pelo sistema CAD/CAM utilizando uma liga de titânio. No outro grupo, foram utilizadas UCLAS com bases em liga áurea para fazer a fundição das estruturas. Nenhuma das estruturas foi seccionada ou soldada. O programa computacional utilizado para medir a adaptação das próteses simula o parafuso mais distal apertado, alinhando a base da UCLA sobre a base do análogo, e mede os outros implantes. Isto foi realizado nos dois implantes mais distais. As estruturas CAD/CAM tiveram resultados significativamente melhores do que as fundidas. Os autores colocam que o método utilizado para medir adaptação de forma volumétrica não pode ser utilizado na prática intra-oral.

Nigro et al. avaliaram em 2010, se a lubrificação com saliva artificial dos parafusos de pilares de zircônia influenciaria no torque de remoção destes parafusos. Os pilares eram instalados com torque de 32Ncm e foram removidos 10 vezes de cada amostra. O valor médio encontrado para o grupo seco foi 27,5Ncm e 31,7Ncm para o grupo úmido. Os autores concluem que sempre acontece uma perda em relação ao torque inicial, mas o grupo úmido teve

melhores resultados, sugerindo que os parafusos lubrificados apresentam melhor pré-carga.

Barbosa et al., compararam, em 2010, a adaptação de estruturas sobre implantes confeccionadas em diferentes materiais. Foram confeccionadas 5 estruturas em titânio, 5 em Co-Cr, e 5 em Ni-Cr-Ti, sobre 5 implantes instalados em uma mandíbula simulada. As medidas foram realizadas em microscópio ótico no eixo y sob aumento de 30x. A leitura foi realizada com os parafusos apertados com torque recomendado pelo fabricante. A medida da passividade foi verificada apertando manualmente apenas um dos parafusos e verificando a desadaptação do lado oposto. Os resultados encontrados para adaptação vertical foram: Ti (29,9µm), Co-Cr (27,05µm) e Ni-Cr-Ti (24,95µm). Os resultados para passividade foram: Ti (472,49µm), Co-Cr (584,84µm) e Ni-Cr-Ti (462,70µm). Não houve diferença quanto à adaptação das estruturas, mas sim em relação à passividade. O grupo Co-Cr teve resultados significativamente piores do que os demais grupos. Os autores concluíram que o material não influenciou na adaptação vertical e que qualquer estrutura fundida em uma só peça não apresentou passividade satisfatória.

Borchers et al. colocaram, em 2010, que a zircônia pode ter falhas estruturais causadas por fadiga em baixas temperaturas quando expostas à umidade da cavidade bucal. Os autores colocaram discos de zircônia em diversas condições. Um grupo sem nenhum tipo de tratamento, dois grupos passaram por ciclagem mecânica (10^6 e 5×10^6 ciclos com 100N de carga), outro grupo passou por ciclagem térmica entre 5° e 55° C, outro ficou armazenado 200 dias em água a 36° C, outro passou por ciclagem mecânica e térmica e o armazenamento em água, outro ficou em água em 80° Celsius por 64 dias e o último grupo foi colocado por 8 horas em autoclave a 134° C. Todos discos foram submetidos a teste de resistência à fratura, e foi verificado que nenhum dos tratamentos causou alteração significativa na resistência da zircônia.

Northdurft e Pospiech (2010) realizaram um trabalho de acompanhamento clínico de 1 ano de pilares de zircônia instalados na região posterior em elementos unitários. Foram instalados 40 pilares de zircônia em 24 pacientes que foram

acompanhados durante 12 meses quanto à saúde periimplantar e falhas mecânicas. Não houve falha em relação aos pilares, o tecido periimplantar esteve saudável, mas em 10% dos casos houve lasca na cerâmica de cobertura da coroa cimentada.

Baixe et al. avaliaram, em 2010, o desajuste entre 4 diferentes marcas de pilares de zircônia e implantes. Cinco pilares sobre implantes de cada grupo foram embutidos em resina e depois seccionados no longo eixo. O desajuste observado em microscópio eletrônico teve média menor que 2 μ m. Os resultados foram melhores para os implantes de conexão cônica do que para aqueles com conexões hexagonais. Os autores concluíram que esta boa adaptação é importante para um bom comportamento biológico e mecânico do sistema.

Coppedê avaliou, em 2011, o comportamento mecânico de duas conexões protéticas, hexágono externo e triângulo interno, utilizando parafusos convencionais e parafusos cone Morse. Após ensaio de fadiga mecânica, foi avaliada a perda de torque nos parafusos. Depois das medidas do torque e análise em microscópio, foi verificada a resistência à flexão dos conjuntos. As próteses com parafusos cone Morse tiveram um torque de desaperto maior do que os parafusos convencionais. Os conjuntos com parafusos cônicos também apresentaram maior resistência à flexão. Em relação à conexão protética, só houve diferença em relação à força de ruptura, onde as conexões triangulares apresentam maior resistência.

Kohal et al. avaliaram, em 2011, os efeitos da fadiga mecânica e da forma de preparo na resistência à fratura de implantes fabricados em zircônia. Em 1,2 e 5 milhões de ciclos, correspondendo a 5 e quase 20 anos de função mastigatória, não houve falha mecânica dos implantes. A carga utilizada foi de 98N em frequência de 1,6Hz. Os valores de resistência à fratura variaram de 884N, para os implantes preparados e com 5 milhões de ciclos, a 2044N para os implantes não preparados, com 1,2 milhões de ciclos. O preparo influenciou na resistência dos implantes já a quantidade de 1,2 milhões de ciclos não influenciou em sua resistência. A ciclagem durante um período mais longo diminui a resistência, mas continuou bem acima dos valores normais de mastigação (400N).

Em 2011, Yilmaz et al. verificaram o efeito da fadiga na resistência flexural de 2 tipos de zircônia cobertas com cerâmica. Vinte discos de zircônia cobertos com diferentes marcas de cerâmica feldspática específica para zircônia foram divididos em 2 grupos. Sobre os discos foi aplicada uma carga cíclica de 200N por 20.000 vezes, à frequência de 2Hz. A ciclagem pode ser responsável pelo aparecimento de trincas e favorecer a fratura do material. Os autores colocaram que a carga utilizada está acima do valor fisiológico podendo se aproximar de um bruxismo, que é condição mais severa. A ciclagem não causou diferenças na característica de resistência do Cercon, enquanto aumento foi observado no Lava. O módulo de elasticidade foi alterado em ambos grupos após o ensaio de fadiga.

Delben et al. (2011) avaliaram o torque de remoção de parafusos protéticos após ensaio de fadiga mecânica. Foram utilizados 5 grupos com 12 amostras de coroas unitárias sobre implantes: UCLA de ouro com cobertura cerâmica, UCLA de ouro com cobertura em resina fotopolimerizável, UCLA calcinável fundida em titânio com cobertura cerâmica, UCLA calcinável fundida em titânio com cobertura em resina fotopolimerizável, e pilar de zircônia CAD/CAM com cobertura cerâmica. A carga utilizada foi de 50N e 2Hz de frequência. A cada 100.000 ciclos o torque era verificado até 1 milhão de ciclos. O torque de aperto foi de 35Ncm. Houve perda de torque em relação ao torque inicial antes do ensaio em todos os grupos, mas mantiveram torque suficiente para manter estabilidade. Não houve diferença entre os grupos estudados.

Almasri et al., em 2011, propuseram uma técnica volumétrica para medir a desadaptação entre barras de próteses híbridas e 5 implantes. Foram confeccionadas 5 amostras em liga nobre pela técnica da cera perdida e 5 amostras em titânio utilizando um sistema CAD/CAM. As estruturas fundidas não passaram por soldas ou secções. O método utilizado para medir a desadaptação foi o computacional, realizado através de um escaner, que possui precisão de 10µm de acordo com o fabricante (Biomet 3i). O grupo CAD/CAM teve uma média de 1,8mm³ menor que a do grupo fundido, demonstrando resultados significativamente melhores. Desta forma, os autores colocam que as barras

confeccionadas pela técnica CAD/CAM são uma boa opção à técnica da fundição convencional.

Karl e Taylor avaliaram, em 2011, a passividade de próteses de três elementos suportadas por dois implantes, utilizando extensometria. Sete grupos foram confeccionados pelo sistema CAD/CAM Etkon (Straumann), incluindo zircônia e Co-Cr. Três grupos foram utilizados como controle, um parafusado com cilindros calcináveis, um cimentado sobre cilindros calcináveis, e outro utilizando cimentação passiva. Nos resultados, os autores verificaram que a cimentação passiva teve um resultado muito bom, ao contrário da técnica convencional de fundição. Todas as próteses após o aperto dos dois parafusos com 15Ncm, tiveram seus desajustes fechados. As peças fundidas parafusadas tiveram resultado oito vezes pior na distribuição de tensões. Nenhuma peça demonstrou passividade total e os autores colocam que isto se deve a imprecisões resultantes de moldagens e modelos. Mesmo as peças cimentadas passivamente mostraram tensões, provavelmente pela contração do cimento resinoso utilizado. Entre as estruturas CAD/CAM, só a resina reforçada teve resultado significativamente pior. Os autores concluíram que as peças CAD/CAM demonstraram resultados pelos menos tão bons quantos os métodos convencionais de fabricação de estruturas protéticas. A escolha do material parece ter uma pequena influência na adaptação das peças.

Torres et al. verificaram, em 2011, a correlação existente entre desadaptações verticais e tensões transmitidas aos implantes osseointegrados. Quinze estruturas sobre 5 implantes foram divididas entre 3 grupos: Ti cp, liga de cobalto-cromo e liga de níquel-cromo-titânio. As medidas de adaptação foram realizadas com todos os parafusos apertados, em microscópio ótico com aumento de 15x e precisão de 1µm. A distribuição de tensões foi verificada por meio de um estudo de fotoelasticidade. As estruturas de Co-Cr tiveram pior resultado de transmissão de tensões. Os desajustes verticais não tiveram influência na distribuição de tensões ao redor dos implantes. Todas as estruturas geraram tensões ao redor dos implantes, por isso ajustes são necessários quando se fundem estruturas em peça única.

Choi et al. avaliaram, em 2012, a resistência à fratura de copings de zircônia cobertos com três diferentes tipos de cerâmicas: feldspática aplicada, prensada ou coberta através de um sistema CAD/CAM. Esta técnica fresa uma camada de cerâmica que é adaptada sobre a estrutura da zircônia e é unida a ela através de sinterização. Os autores recomendaram a utilização desta técnica, pois apresentou maior valor de resistência à fratura.

Takaba et al. publicaram, em 2012, um acompanhamento de até 3 anos de 3 próteses fixas sobre implantes com estruturas de zircônia e coroas cerâmicas cimentadas individualmente. Três pacientes receberam pilares personalizados e estruturas de arco total de zircônia cimentadas, com coroas totais cerâmicas também cimentadas. Os pacientes não tiveram nenhum tipo de complicação durante o período avaliado. Os autores concluíram que este tipo de reabilitação é uma boa opção, sendo que se houver alguma fratura na cerâmica, a substituição de apenas um elemento é fácil de ser realizada, até porque a imagem da coroa é armazenada no sistema CAD/CAM utilizado.

Também no ano de 2012, Katsoulis et al. compararam diferentes estruturas de próteses de arco total sobre 6 implantes. Os quatro grupos foram divididos em: zircônia CAD/CAM (Procera), zircônia CAD/CAM utilizando *scanner* de contato (Procera), titânio CAD/CAM (Procera) e fundido em liga de Co-Cr. Foi aplicada a técnica do parafuso único e a adaptação foi verificada em microscópio eletrônico de varredura. Os resultados médios foram 14 μ m, 18 μ m, 15 μ m e 236 μ m respectivamente, só mostrando diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo fundido. Os resultados no grupo em zircônia foram variados, e os autores sugerem que isso pode ter ocorrido pela contração durante a sinterização da zircônia que deve ser bem controlada. Os passos clínicos prévios, como moldagens, vazamento de modelos, podem ser os principais responsáveis pela falta de passividade. Os autores concluíram que a captação de imagens a laser e por contato tiveram bons resultados, e as peças fundidas tiveram nível inaceitável de adaptação.

Abduo e Swain avaliaram, em 2012, a distribuição de tensões ao redor de dois implantes variando a estrutura protética CAD/CAM entre zircônia e titânio,

com o auxílio de extensômetros. Foram confeccionadas 5 estruturas de cada material. Foi verificado também em microscópio óptico, o desajuste vertical. Foi realizado o teste do parafuso único apertado manualmente e verificado o ajuste no implante oposto e foi realizado o teste dos dois parafusos. Em cada implante foram verificados 4 pontos para ter certeza da medida do desajuste. Não foram observadas diferenças quanto à adaptação. Foi notado que quanto maior o desajuste marginal, maior a concentração de tensões ao redor dos implantes. Os autores relatam que o módulo de elasticidade do material não influenciou nas tensões ao redor dos implantes. Os autores concluíram que o desajuste marginal é mais importante do que o material na distribuição de tensões ao redor de implantes.

Karl et al. compararam, em 2012, a distribuição de tensões ao redor de implantes variando o tipo de prótese cimentada, com e sem aplicação de cerâmica. Dez amostras eram apenas estruturas em zircônia CAD/CAM, em 10 amostras foi prensada cerâmica sobre a estrutura, em outras 10 foi copiada a estrutura de zircônia com um sistema de fresagem que copia uma estrutura já existente, e em outras 10 foi copiada a prótese com cerâmica aplicada neste sistema de fresagem. Os resultados mostraram que as próteses confeccionadas pelo sistema CAD/CAM apresentam uma adaptação mais precisa do que técnicas convencionais. Foi verificado também que a prensagem da cerâmica promoveu maiores tensões ao redor dos implantes. Os autores concluem que quanto menos intervenções além da fresagem das próteses, melhor para a distribuição de tensões nos sistemas protéticos.

Vasconcellos et al. analisaram, em 2012, a influência da queima da cerâmica na concentração de tensões ao redor de 4 implantes utilizando prótese fixa parafusada. Foram utilizados três grupos: controle, fundido em peça única, seccionado e soldado; fundido em segmentos e soldado à laser; e fundido em segmentos, pré-aquecido, e soldado a laser. As amostras foram submetidas a 7 queimas, simulando aplicação de cerâmica. Nenhuma das estruturas obteve passividade total quando parafusada sobre os implantes. Foi observado que houve distorção das peças após principalmente a primeira queima, de oxidação

das estruturas. A pré-queima da estrutura antes da solda à laser diminuiu a concentração de tensões ao redor dos implantes, confirmando a sugestão dada pelo fabricante (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Cho et al. verificaram, em 2012, se a forma de preparo e se os ciclos de queima de cerâmica sobre coroas confeccionadas com cerâmica injetada, influenciariam na adaptação marginal. Foi verificado que todos grupos, tiveram aumento no desajuste durante as fases de aplicação de cerâmica, mas diminuíram quando passaram pelo processo de queima do *glaze*.

Komiyama et al. realizaram, em 2012, uma revisão com o objetivo de esclarecer alguns aspectos relacionados às próteses sobre implantes em paciente bruxômanos. Um dos efeitos deletérios do bruxismo é que ele acaba levando cargas laterais fora do longo eixo do implante. O bruxismo também pode causar sobrecarga aos implantes, perda óssea, e falhas. É também considerado muitas vezes uma contraindicação do tratamento com implantes. Os autores relatam que a utilização de placas interoclusais noturnas pode ser uma bom método para avaliar o bruxismo. Ainda existem poucos trabalhos avaliando a condição de pacientes bruxômanos com implantes osseointegrados, e não existe nenhum protocolo indicado para o tratamento destes pacientes. Visto que o bruxismo é apresentado como uma condição de maior nível de falhas, ainda é um assunto que precisa ser estudado com maior aprofundamento.

Berejuck avaliou, em 2012, a influência do material e da forma de confecção de estruturas sobre dois implantes no ajuste vertical marginal. Cinquenta estruturas foram divididas em 5 grupos: cilindro calcinável, cilindro Co-Cr, cilindro cimentado, CAD/CAM Co-Cr e CAD/CAM zircônia. Quando ambos parafusos foram apertados, os valores de desajuste foram melhores para os grupos 2, 3 e 4. Quando foi medido o lado desapertado, os mesmos grupos tiveram valores melhores. O grupo 1 (calcinável) apresentou o pior resultado, enquanto que o grupo 2 e 5 tiveram resultados estatisticamente similares. Os grupos em que a técnica da cimentação passiva foi utilizada apresentou os melhores resultados, ao lado do grupo CAD/CAM Co-Cr.

Kim et al. comparam, em 2013, a resistência à fratura e o modo de fratura de coroas posteriores fabricadas em dissilicato de lítio, zircônia coberta com cerâmica prensada e zircônia coberta com cerâmica aplicada. As coroas em dissilicato foram desenhadas e confeccionadas com o sistema CAD/CAM Cerec (Sirona, Bensheim, Alemanha). Os copings nos quais a cerâmica foi aplicada passaram por sinterização a 960° C. No grupo da cerâmica injetada, o enceramento foi duplicado em todos os copings, e as pastilhas de cerâmica prensadas. As coroas foram cimentadas e o teste de resistência à fratura foi realizado. O grupo da cerâmica injetada teve média de resistência à fratura significativamente maior. O modo de fratura nas coroas de zircônia foi através de lascas, de tamanhos pequenos. Nas coroas de dissilicato e em algumas do grupo da zircônia aplicada, a fratura foi total, na região da fossa central. Os autores discutem que forças laterais e condições de umidade estão presentes na cavidade bucal. Concluíram que os valores encontrados estavam todos acima dos valores de carga mastigatória, os três tipos de coroas podem ser utilizados em áreas posteriores e a técnica da cerâmica injetada pode ser utilizada quando resistência adicional for necessária.

3 – PROPOSIÇÃO

3 - PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio de leitura em microscópio, antes e após queima da porcelana, a adaptação nas estruturas de próteses sobre implantes obtidas por diferentes métodos, em diferentes materiais. Também foi verificado se o método/material utilizado, assim como o grau de adaptação, influenciariam no torque dos parafusos protéticos em função de ensaio de ciclagem mecânica.

4 – MATERIAL E MÉTODOS

4 - MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Obtenção da base do corpo de prova:

A partir de um modelo de gesso de um paciente que recebeu dois implantes nas regiões correspondentes ao segundo pré-molar e segundo molar superior esquerdos, foi usinada uma base metálica com a mesma distância entre implantes. Foram preparados dois orifícios, onde foram fixados dois implantes de hexágono externo (Titamax Ti 3,75 x 13) (Neodent, Curitiba, PR, Brasil). A união dos implantes à base foi realizada com cimento Panavia (Kuraray Co., Osaka, Japão), seguindo orientações do fabricante. Sobre cada implante, foi adaptado um intermediário do tipo mini-pilar cônico, de cinta 4 mm (Neodent), e apertados com torque de 20Ncm com auxílio de uma catraca torquímetro (Neodent).

Figura 1- Sequência de obtenção da base de trabalho: Base metálica (A), Cimentação com cimento Panavia (B), Base com implantes cimentados e mini-pilares instalados (C).

4.2 Confeção das estruturas protéticas

Foram adaptados dois cilindros calcináveis (Neodent) sobre os mini-pilares cônicos, e retidos por parafusos de trabalho em titânio (Neodent). Os cilindros foram unidos com resina acrílica (Pattern Resin LS, GC America Inc., EUA),

seccionados e após 10 minutos foram unidos novamente, para prevenir distorções. Em seguida foi realizado o enceramento (Inowax, Pomerode, SC, Brasil), de uma infraestrutura de prótese fixa parafusada de três elementos, retida e suportada por dois implantes. (Figura 2)

Figura 2 - Sequência de enceramento da prótese fixa de 3 elementos: Cilindros calcináveis posicionados sobre os mini pilares (A), União com Pattern Resin (B), Corte dos cilindros em tamanho adequado (C), Enceramento finalizado (D).

Sobre o enceramento foi confeccionada uma matriz em silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália), dividida em duas partes, para padronização das estruturas. Por um orifício em sua parte superior foi gotejada a cera (Figura 3) para produzir os corpos de prova dos grupos 1, 2 e 3.

Figura 3 - Matriz de silicone confeccionada sobre o enceramento (A), Matriz seccionada ao meio para a confecção das demais peças protéticas com as mesmas dimensões (B).

Cada grupo foi formado por 10 estruturas, sendo eles:

- 1- G1: Estruturas fundidas em liga de Co-Cr, enceradas com cilindros calcináveis (Calcinável)
- 2- G2: Estruturas sobrefundidas em liga de Co-Cr, enceradas com cilindros com base de Co-Cr (Co-Cr)
- 3- G3: Estruturas fundidas em liga de Co-Cr, associadas à técnica do cilindro cimentado (CC)
- 4- G4: Estruturas usinadas em Co-Cr (Co-Cr CAD-CAM)
- 5- G5: Estruturas usinadas em Zircônia (Zi)

Após a conclusão do enceramento, foi realizado teste de passividade, posicionando os corpos de prova sobre a base e parafusando manualmente apenas um dos dois lados até a primeira resistência, para identificar eventuais distorções decorrentes do enceramento. Os grupos G1 e G2 foram levados ao Microscópio Monocular de Medição (Marcel Aubert SA CH250, Bienne, Suíça) para análise prévia à fundição.

Sobre os enceramentos (grupos 1, 2 e 3) foram posicionados *sprues* de cera com 4mm de diâmetro, em angulação aproximada de 45° (figura 4). As estruturas foram incluídas em revestimento fosfatado de alta fusão, de ciclo normal (Calibra Express, Protechno, Espanha, importado por VIPI-SP). (figura 5)

Figura 4 - Corpo de prova pronto para inclusão no revestimento (A), vista aproximada da parte interna (B)

O revestimento foi proporcionado segundo as especificações do fabricante (pó e líquido) e espatulado a vácuo por 40 a 50 segundos (Espatuladora Polidental, Cotia, SP, Brasil). Após a inclusão, os anéis foram deixados em temperatura ambiente por 23 minutos (Figura 5).

Figura 5. Revestimento sendo espatulado a vácuo (A), Inclusão do corpo de prova (B), Corpo de prova pronto para fundição (C).

Os anéis de fundição foram levados ao forno (Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil) com temperatura de 930° C por 40 minutos (Figura 6). Retirou-se do forno e imediatamente foram posicionados na centrífuga elétrica (C1 EDG, São Carlos, SP, Brasil), onde foi feito o derretimento da liga metálica (Fitcast, Talmax, Curitiba, Brasil) por chama, no berço do cadinho refratário, e posteriormente injetado com força centrífuga no interior do cilindro de revestimento (figura 6). A mesma liga foi utilizada para os três grupos que utilizaram a fundição como forma de confecção. A centrifugação foi programada na aceleração de 95%, RPM 360 e tempo de centrifugação 20 segundos. Esperou-se resfriar até atingir a temperatura ambiente.

Figura 6 - Anéis de fundição no interior do forno (A), Anéis sendo colocados na centrífuga (B).

O ciclo térmico do cobalto cromo está graficamente representado (Figura 7):

Figura 7. Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Co-Cr.

Após a remoção do revestimento e dos *sprues*, procedeu-se à limpeza das estruturas no trijato com esferas de vidro (Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil).

Na técnica da cimentação passiva, (grupo 3), foram utilizados três cilindros: calcinável, latão e titânio. O cilindro de latão é dimensionalmente maior que o cilindro de titânio sendo que a base dos mesmos é igual. O cilindro calcinável foi projetado para adaptar-se à base dos dois cilindros. Devido à diferença dimensional dos cilindros de latão e titânio, o espaço interno que existe entre o cilindro calcinável e o de latão é menor do que o existente entre o calcinável e o de titânio. Esse é o princípio da técnica: o cilindro de latão é utilizado como base para o enceramento do padrão de fundição e depois a barra fundida é cimentada sobre os cilindros de titânio. Como há diferença dimensional, o espaço interno para cimentação estará preservado e as distorções inerentes ao procedimento de fundição são eliminadas durante a cimentação.

Os cilindros plásticos foram parafusados sobre os cilindros de latão que ficam sobre os minipilares da base, unidos com Pattern Resin, a muralha em silicone foi posicionada e cera foi vertida em seu interior para a obtenção das estruturas enceradas (Figura 8).

Figura 8 – Enceramento do grupo CC: Cilindros plásticos posicionados (A), União com Pattern Resin (B), Muralha em silicone posicionada (C), Cera sendo vertida para obtenção do enceramento (D), Enceramento obtido (E), Enceramento após acabamento (F).

As dez peças enceradas foram então fundidas e procedeu-se a cimentação sobre os cilindros de titânio. (Figura 9).

Figura 9 - Sequência de cimentação do grupo cilindro cimentado. Peça obtida após a fundição (A), Cilindros de titânio (B), Cimentação com cimento Panavia (C), Peça cimentada (D), Aplicação do inibidor de oxigênio (E), Cimentação finalizada (F).

Nos grupos 4 e 5, foi utilizado o sistema CAD/CAM Neoshape (Neodent) para confecção das estruturas. O enceramento e a base com os intermediários foram escaneados utilizando o *scanner* D700 (3Shape, Copenhagen, Dinamarca), que realiza uma leitura a laser em 5 planos diferentes. A infraestrutura foi planejada utilizando o *software* de modelagem do sistema (CAD). Após esta etapa, o arquivo 3D foi enviado para o centro de fresagem localizado na Neodent. Em seguida, o *software* CAM definiu a melhor estratégia para a produção do arquivo recebido, levando em consideração as dimensões e as particularidades do caso, afim de chegar ao resultado idêntico ao que foi projetado (Figura 10).

Figura 10. Fresagem de infraestruturas em zircônia (A),
Fresagem de infraestruturas em cobalto-cromo (B).

4.3 Leituras e obtenção dos dados:

Para testar as amostras quanto à adaptação foi utilizado o método de Sheffield (Eisenman, 1997; Abduo e Swain, 2012), no qual as leituras são realizadas com um dos lados parafusado até encontrar leve resistência. A medição foi realizada tanto do lado parafusado quanto do lado desparafusado (oposto). Em seguida o lado é invertido e as leituras novamente realizadas. Em um terceiro momento, as leituras foram realizadas com ambos lados parafusados com torque de 10Ncm. Foi verificado o ajuste vertical entre a base do cilindro protético e a base do intermediário, com o auxílio de um microscópio monocular de medição Marcel Aubert SA CH250 (Bienne, Suíça) (Figura 11).

Figura 11. Microscópio Monocular de medição Marcel Aubert SA CH250.

Para as leituras, foi utilizada a base de aço inoxidável desenvolvida (Sartori et al., 2004). Cada cilindro foi verificado em 8 pontos, três vestibulares, três linguais, um mesial e outro distal. Para medição dos dois últimos foi utilizado um plano inclinado projetado especificamente para permitir este posicionamento (Figura 12). Para cada condição de aperto, cada cilindro foi verificado em 8 pontos.

Figura 12. Base para leitura em plano inclinado (A).
Base sendo utilizada no microscópio (B).

4.4 Prensagem da cerâmica:

No grupo Zi, foi aplicado um *primer* específico para zircônia (IVOCLAR, Liechtenstein, Suíça) antes dos enceramentos. Nos demais grupos, o opaco foi aplicado sobre a estrutura metálica (Ivoclar Vivadent). Para isso, no grupo CC, foi necessário que todos os cilindros de titânio utilizados na técnica (Neodent,

Curitiba, Brasil) fossem removidos das estruturas fundidas, pois o cimento não resiste ao calor atingido durante a queima do opaco ou na injeção da cerâmica. Os cilindros foram removidos, através de aquecimento com uma lamparina e posterior pressão na parte interna do cilindro, mais especificamente, no “stop” do parafuso protético. Os cilindros foram então jateados, limpos com máquina de limpeza a vapor (Steamer Pro, Brasil) e armazenados para posterior recimentação. O fato das leituras antes da aplicação de cerâmica terem sido realizadas para comparação, implica na cimentação dos cilindros de titânio anteriormente à prensagem.

Após aplicação e queima de duas camadas de opaco sobre as amostras, uma delas foi parafusada sobre a base metálica utilizada para leitura no microscópio. Sobre a estrutura metálica foi realizado um enceramento com espessura mínima de 0,7mm (Inowax, Pomerode, Brasil) correspondente à porcelana que seria injetada posteriormente. Foi selecionada a técnica de cerâmica prensada sobre as estruturas pois permite maior padronização da espessura e da forma da porcelana, possibilitando a replicação dos enceramentos. Sobre o enceramento foi confeccionada uma matriz em silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália), para reprodução das demais amostras. A matriz foi confeccionada em duas partes. A cera derretida era vertida sobre uma das partes, que era posicionada sobre a estrutura parafusada no modelo. Rapidamente mais cera era colocada sobre a outra metade da matriz, que era posicionada encaixando sobre a primeira parte, e o excedente de cera era extravasado por canais deixados para esta função (Figura 13). Em seguida, o acabamento no enceramento era finalizado. Este procedimento foi realizado nas 50 amostras.

Figura 13. Matriz em silicone para duplicação do enceramento (A). Matriz posicionada sobre base metálica duplicando o enceramento (B).

Para injeção da cerâmica, as amostras foram posicionadas de duas a duas no anel de injeção utilizando bastões de cera de 3mm de diâmetro. O revestimento fosfatado utilizado foi o Galaxy II (Talmax, Curitiba, Brasil). Este era proporcionado e manipulado de acordo com as recomendações do fabricante em uma espatuladora a vácuo por 40 segundos (Espatuladora Polidental, Cotia, Brasil), e vertido dentro do anel, incluindo as duas estruturas. Depois de 40 minutos de presa, o anel era colocado no forno (EDG 7000-10P, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) a uma temperatura de 850° C, onde permanecia por mais 40 minutos, para evaporação total da cera (Figura 14). Depois do anel removido do forno, eram posicionadas duas pastilhas de cerâmica InLine POM (Ivoclar Vivadent), quando estruturas metálicas, ou ZirLiner (Ivoclar Vivadent), nas amostras com estrutura em zircônia. O êmbolo era posicionado e o conjunto levado ao forno para injeção (Ivoclar Vivadent), já programado de fábrica de acordo com a cerâmica utilizada (Figura 15). O processo levava 17 minutos para ser finalizado. Após o resfriamento natural do revestimento, a desinclusão foi realizada inicialmente com um disco diamantado e depois utilizando jateamento com óxido de alumínio com partículas de 125µm (Renfert, Hilzingen, Alemanha) (Figura 16). O excesso de cerâmica na posição dos *sprues* foi removido com um disco diamantado (Edenta, Suíça) e as peças foram limpas com o auxílio da máquina de limpeza a vapor (Steamer Pro, Brasil). Foi realizada então a aplicação

e queima do *glaze* IPS InLine (Ivoclar Vivadent) nas estruturas metálicas e do *glaze* para zircônia Ips Emax Ceram (Ivoclar Vivadent).

Figura 14. Enceramentos sendo colocados no anel (A). Enceramentos presos ao anel (B). Forno utilizado para evaporação da cera (C).

Figura 15. Anel com pastilhas e êmbolo pronto para injeção da cerâmica (A). Programa para injeção da cerâmica (B).

Figura 16. Anel seccionado após prensagem da cerâmica (A). Revestimento sendo removido com jato de óxido de alumínio (B).

No grupo CC, os cilindros de titânio que foram removidos para aplicação de cerâmica foram parafusados sobre o modelo metálico e as estruturas fundidas cimentadas novamente sobre os cilindros, utilizando o cimento resinoso Panavia F (Kuraray, Okayama, Japão). Desta forma, todas amostras estavam prontas para nova leitura de adaptação vertical (Figura 17) dentro da mesma metodologia descrita anteriormente.

Figura 17. Adaptação considerada $0\mu\text{m}$ (A).
Cerâmica na borda da estrutura interferindo na adaptação (B).

4.5 Fadiga mecânica:

As próteses confeccionadas precisaram ser posicionadas em modelos com base em resina de poliuretano (F16, Axson Technologies, França). Para confecção destas bases, foram utilizados cilindros de 12mm de altura, seccionados de um tubo de PVC de $\frac{3}{4}$ " (Tigre, Rio Claro, Brasil). Estes cilindros foram posicionados sobre uma placa de vidro isolada com vaselina e dentro deles foi vertida uma pequena quantidade de resina acrílica transparente (Vipi,

Pirassununga, Brasil) bastante fluida. Desta forma os cilindros tiveram um dos lados fechado com uma fina camada de resina (figura 18).

Análogos de minipilares cônicos (Neodent, Curitiba, Brasil) foram parafusados em uma das próteses e foi confeccionada em silicone pesado (Zetalabor, Zhermack, Alemanha) uma matriz de posicionamento presa na haste de um delineador. Com esta matriz, todas próteses foram posicionadas nos cilindros de PVC em um mesmo eixo de inserção (figura 18). A resina de poliuretano foi manipulada durante 40 segundos em proporções iguais de base e catalisador e vertida dentro do cilindro. Este era posicionado em uma marcação desenhada na base do delineador e os análogos levados dentro da resina até a cinta cervical. Nesta posição eram mantidos por 30 minutos, até a polimerização total da resina, e os demais modelos confeccionados um a um.

Figura 18. Tubos de PVC fechados com resina acrílica A).
Delineador posicionando análogos nos tubos de PVC (B).

Antes de levar os modelos na máquina de ensaio de fadiga mecânica, o torque de remoção dos parafusos protéticos (Neodent, Curitiba, Brasil) foi verificado. O torque de 10Ncm, recomendado pelo fabricante, foi aplicado com o auxílio de um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil) nos parafusos protéticos. O torquímetro foi posicionado em um aparato no qual a chave é utilizada verticalmente, padronizando a medida do torque da melhor forma

possível (figura 19). Após 10 minutos o torque era verificado novamente. Após mais 10 minutos, era verificado o torque de remoção, utilizando a função “*Peak*”, que mostra qual o maior torque atingido durante a remoção do parafuso. Estes dados foram tabulados, as próteses novamente instaladas e os torques conferidos. Os orifícios de acesso dos parafusos foram fechados com algodão e uma camada de resina composta (FillMagic, Vigodent, Brasil).

Figura 19. Torquímetro digital com chave encaixada no parafuso protético.

Para confecção dos antagonistas, três dentes de estoque em resina acrílica foram montados ocluindo sobre uma das prótese e unidos com resina acrílica (Duralay, Reliance Dental Mfg.Co., Worth, Illinois, EUA). Esta prótese em resina foi copiada em silicone de condensação pesado (Zhermack) para obtenção de um *índex*. Resina acrílica foi então manipulada e vertida dentro deste *índex*. Desta forma foram obtidos 50 antagonistas para aplicação da carga no ensaio de fadiga.

Para os ensaios de carregamento cíclico, as próteses a serem testadas, parafusadas sobre os análogos nos cilindros de resina de poliuretano foram posicionadas em uma máquina de ensaios de simulação de mastigação desenvolvida no Departamento de Materiais Dentários e Prótese (Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto –USP- Ribeirão Preto, Brasil) (Coppedê et al., 2011) (figura 20). A carga utilizada foi de 50N, simulando uma carga mastigatória normal (Khraisat et al., 2004). A frequência utilizada foi de 200 ciclos/min (3,3Hz).

Os antagonistas foram fixados primeiramente sobre a oclusal das amostras utilizando cera pegajosa (figura 21). Cilindros preenchidos com resina acrílica foram presos com um parafuso nas hastes móveis superiores da máquina. Neste momento os dentes antagonistas em resina foram fixados a este cilindro superior utilizando resina acrílica Patern (GC America Inc., Alsip, EUA). Os contatos oclusais foram verificados com fita de carbono (Accufilm II, Edgewood, EUA) e foi realizado ajuste oclusal, deixando contatos distribuídos nos elementos da prótese (figura 21). O movimento realizado pela máquina simulou lateralidade, ou bruxismo, através de uma movimentação lateral da haste da máquina. Desta forma o problema de desaperto de parafusos poderia ocorrer de forma mais visível para comparação entre os grupos. Os conjuntos ficaram imersos em água deionizada por aproximadamente 25 horas, tempo de duração do ensaio, completando 300.000 ciclos, o que simula em torno de um ano do conjunto em função (Khraisat et al., 2004; Quek et al., 2006). Foi possível realizar a ciclagem de 5 amostras por vez, quantidade suportada pela máquina. Este equipamento foi desenvolvido baseando-se na norma ISO/TS 14569-2 (Dental Materials – Guidance on testing of wear – Par 2: Wear by two – and/or three body contact, 2001) sob método Freiburg.

Figura 20. Máquina utilizada no ensaio de fadiga mecânica.

Figura 21. Ajuste oclusal realizado entre prótese e antagonista (A). Antagonistas fixados com cera sobre peças a serem testadas (B).

Após os ensaios de fadiga, as próteses foram removidas da máquina de ensaios e os torques de remoção dos parafusos protéticos foram medidos. A

perda de torque foi verificada comparando o valor do torque de desaperto final (após fadiga mecânica) com o torque de desaperto inicial.

4.6 Análise estatística:

Para cada uma das condições de medição foi aplicada análise de variância (ANOVA), para verificação de homogeneidade dos grupos e presença de significância estatística. Após a análise de variância dos grupos, foi utilizado o teste complementar de Tukey-Kramer para as comparações individuais. Para todos testes estatísticos, o nível de significância utilizado foi de 5%. Os dados foram processados estatisticamente com o auxílio do programa JMP 5.1.2 (SAS Institute Inc.- EUA).

5 – RESULTADOS

5 - RESULTADOS

As medidas de desajuste marginais verificadas em 8 pontos por pilar, antes e após aplicação da cerâmica, podem ser verificadas no apêndice. As medidas médias de cada grupo, divididas por condição de aperto dos parafusos (ambos apertados; lado apertado, seja no pré ou no molar; lado desapertado, seja no pré ou no molar), assim como os desvios padrão, podem ser encontrados nas tabelas abaixo.

Tabela 01 – Valores médios de desajuste vertical (μm), antes e após aplicação da cerâmica, para ambos os parafusos apertados. Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significante (nível de significância 95%)

Grupo	Média (Desvio Padrão)	
	Antes	Após
G1 - Cilindro Calcinável	26,03 (18,4) AB	36,5 (9) A
G2 - Cilindro Sobrefundido	4,86 (5) CD	10,5 (6) CD
G3 - Cilindro Cimentado	0 (0) D	0 (0) D
G4 – CAD/CAM Co-Cr	0 (0) D	2,7 (2) D
G5 – CAD/CAM Zr	14,87 (9) BC	15,2 (8) BC

Figura 22. Gráfico do desajuste vertical antes e após aplicação da cerâmica para ambos lados parafusados.

Tabela 02 – Valores médios de desajuste vertical (μm) do lado parafusado, antes e após aplicação da cerâmica, com apenas um dos lados com parafuso apertado. Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa (nível de significância 95%)

Grupo	Média (Desvio Padrão)	
	Antes	Após
G1 - Cilindro Calcinável	9,63 (1) CDE	34,8 (8) A
G2 - Cilindro Sobrefundido	2,37 (5) DE	11,9 (9) BCD
G3 - Cilindro Cimentado	0 (0) E	0 (0) E
G4 - CAD/CAM Co-Cr	0 (0) E	3,4 (3) DE
G5 - CAD/CAM Zr	17,69 (1) BC	20,8 (9) B

Figura 23. Gráfico do desajuste vertical antes e após aplicação da cerâmica no lado parafusado.

Tabela 03 – Valores médios de desajuste vertical (μm) do lado não parafusado, antes e após aplicação da cerâmica, com apenas um dos lados com parafuso apertado. Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa (nível de significância 95%)

Grupo	Média	
	Antes	Após
G1 - Cilindro Calcinável (Após cerâmica)	124,22 (37) A	129,8 (37) A
G2 - Cilindro Sobrefundido	64,79 (47) BC	80,6 (46) B
G3 - Cilindro Cimentado	12,34 (17) D	2,1 (3) D
G4 - CAD/CAM Co-Cr	3,54 (5) D	17,6 (8) D
G5 - CAD/CAM Zr	37,77 (25) CD	42,4 (19) BCD

Figura 24. Gráfico do desajuste vertical antes e após aplicação da cerâmica no lado desparafusado.

Quando se observa os resultados para ambos parafusos apertados, nota-se que não houve diferença estatisticamente significativa pré e pós aplicação da cerâmica. Os melhores resultados nesta condição foram obtidos pelos grupos CC e Co-Cr CAD-CAM, seguidos pelos grupos Co-Cr e Zi que não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, e o grupo calcinável apresentou maior grau de desadaptação.

Na condição de apenas um parafuso apertado, quando verificado o lado parafusado, pode-se notar que o grupo calcinável foi o único que apresentou

diferença em relação ao desajuste vertical pré e pós cerâmica. Os demais grupos não apresentaram diferenças significativas nesta condição de aperto.

Na condição mais desfavorável, que é a medida do lado desapertado, também não houve diferença estatisticamente significativa pré e pós cerâmica. O grupo calcinável manteve o resultado de maior grau de desadaptação. Nesta condição, o grupo Zi apesar de ter valores maiores e similares ao grupo Co-Cr, também não apresentou diferença estatisticamente significativa com os grupos Co-Cr CAD-CAM e cilindro cimentado.

Tabela 04 – Valores médios de torque de desaperto (Ncm), antes e após teste de fadiga mecânica. Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa (nível de significância 95%)

Grupo	Média (Desvio Padrão)	
	Antes	Após
G1 - Cilindro Calcinável	5,80 (1,23) BC	4,11 (1,16) CD
G2 - Cilindro Sobrefundido	6,30 (1,00) AB	3,32 (0,87) D
G3 - Cilindro Cimentado	5,63 (1,05) BC	3,30 (1,46) D
G4 - CAD/CAM Co-Cr	7,24 (1,05) AB	3,44 (1,62) D
G5 - CAD/CAM Zr	7,75 (1,25) A	6,78 (1,18) AB

Figura 25. Gráfico do torque de desaperto dos parafusos antes e após fadiga mecânica.

Em relação à média de torque de desaperto dos parafusos, observa-se no gráfico que em todos grupos houve perda após o ensaio de fadiga. Mas diferenças significativas foram observadas nos grupos Co-Cr, Co-Cr CAD/CAM e no grupo CC. O grupo Zi foi o que manteve o torque de desaperto mais próximo ao valor inicial antes da fadiga mecânica. Nenhuma estrutura teve perda total de torque dos parafusos fazendo com que todas próteses mantivessem estabilidade de junção.

6 – DISCUSSÃO

6 – DISCUSSÃO

Neste trabalho, as estruturas não passaram por solda, que poderia melhorar o resultado das estruturas fundidas. Alguns autores preferem não realizar soldas em trabalhos que medem adaptação, pois isto traria outras variáveis quanto à qualidade e características dos conectores da peça (Almasri, 2011). A solda por representar uma área mais frágil da estrutura, pode vir a distorcer durante as queimas de cerâmica. Apesar disso, muitas vezes acaba sendo um procedimento necessário para melhorar o ajuste marginal, principalmente quando uma estrutura metálica fundida múltipla é confeccionada (Tiossi et al., 2008).

Vários autores entram em consenso que processos laboratoriais podem causar danos à adaptação das próteses (Koke et al., 2004; Di Felice et al., 2007; Karl e Taylor, 2011). Durante a aplicação e queima da porcelana, existem vários destes procedimentos implícitos nas técnicas, podendo portanto causar imperfeições. Alguns trabalhos utilizam a estrutura protética durante os processos de medição do ajuste marginal antes da cobertura cerâmica (Katsoulis et al., 2012; Abduo e Swain, 2012). Muitas vezes durante a prova da estrutura protética, a adaptação se apresenta aceitável e após a cerâmica observa-se algum tipo de desajuste, antes não notado. As causas deste tipo de situação podem ser várias; o *creep* do metal (Anusavice et al., 1985), a contração da cerâmica (Bridger & Nicholls, 1981), liberação de tensões residuais induzidas na fundição, a forma das coroas, falhas na identificação das variáveis envolvidas na distorção por queima de cerâmica, deposição de uma camada de óxido na parte interna do *coping* (Campbell e Pelletier, 1992; Campbell, 1995). A questão da diferença no coeficiente de expansão do metal e da cerâmica, é considerado um fator secundário (Anusavice et al., 1985).

No presente trabalho, foram testadas estruturas fundidas e outras somente fresadas (CAD/CAM), mas a espessura e a forma adequada das estruturas pode ter sido responsável pelos resultados similares pré e pós-cerâmica, assim como no estudo de Tiossi et al. (2008). A liga metálica Co-Cr CAD/CAM passa por um

primeiro aquecimento na fase da oxidação, enquanto que o metal fundido já sofreu aquecimento prévio. Se isto é benéfico ou não, ainda não existem respostas suficientes na literatura. Quando se trata de peças fundidas, sabe-se que o principal momento da distorção ocorre durante a queima para oxidação, por ser a primeira queima após fundição (Campbell e Pellier, 1992). Nas peças fabricadas pelo processo CAD/CAM o comportamento pode ser diferente.

Quando há necessidade de padronização de várias peças em cerâmica, a prensagem se torna mais precisa, pois o enceramento pode ser duplicado a partir de uma matriz (Karl et al., 2012). Mas o método de injeção de cerâmica pode acabar sendo responsável por desadaptações. Na técnica, a cerâmica em alguns casos acaba invadindo o espaço interno ou a borda dos cilindros, mesmo que o enceramento seja feito aquém do término, e se isto não for muito bem verificado pelo laboratório pode causar má adaptação em relação ao pilar. E se esta cerâmica for totalmente removida durante a fase de acabamento, existe um risco de acabar havendo um desgaste na borda da estrutura. Quando a cerâmica é aplicada existe maior controle pelo técnico em relação às bordas da prótese. Por estes motivos é importante também que o desajuste seja verificado após todos os procedimentos laboratoriais prévios à instalação das próteses. A cerâmica prensada (940° C) apresenta resistência maior (5229.6N) do que a aplicada (910° C) (3100.3N), mas ambas possuem resistência suficiente para qualquer área da boca (Kim et al., 2013). Outros autores mostraram que a cerâmica injetada apresenta a mesma resistência da cerâmica feldspática aplicada sobre *copings* de zircônia (Choi et al., 2012). Karl et al. (2012) relatam ainda que não se pode concluir qual a influência do tipo de cerâmica (aplicada ou prensada) na distribuição de tensões em próteses sobre implantes.

A técnica da cimentação passiva, proposta por Sellers em 1989, apresenta ótimos resultados em relação à adaptação das próteses (Karl & Taylor, 2011; Berejuck, 2013). Mas no caso de um eventual conserto de cerâmica fraturada, ou reaplicação, o cilindro precisa ser removido, pois o cimento utilizado na técnica não suporta a elevada temperatura do forno. O cimento também apresenta contração de polimerização, fato que não permite que a prótese atinja total

passividade (Karl & Taylor, 2011). Acima da base do intermediário ainda há a cinta metálica do cilindro, onde a cerâmica não vai chegar, por isso, se o tecido mole não apresentar espessura suficiente, a estética pode ficar comprometida.

Nos resultados é possível observar que apesar das estruturas CAD/CAM de Co-Cr e zircônia terem sido confeccionadas pela mesma máquina, da mesma forma, os resultados foram diferentes. Isto pode ser explicado pela sinterização que ocorre após a fresagem das peças de zircônia. Katsoulis et al., 2012 observaram que a adaptação de peças de zircônia variou bastante, e que isto pode ter ocorrido pela contração durante a sinterização, que ocorre mesmo com um bom controle desta fase de confecção.

Karl et al. (data) relataram que a queima da cerâmica sobre estruturas de zircônia causou maior concentração de tensões ao redor dos implantes e os autores discutem que os resultados diferem do trabalho de Vigolo e Fonzi (data), pois estes utilizaram metodologia de medidas marginais e Karl et al. utilizaram extensometria, e que estas metodologias não poderiam ser comparadas. No presente trabalho foi medida a desadaptação marginal, e as próteses em zircônia não apresentaram diferenças antes a após a cerâmica, de acordo com Vigolo e Fonzi. Abduo e Swain (2012) relacionaram em seu trabalho o aumento do desajuste marginal com a distribuição de tensões ao redor dos implantes utilizando extensômetros e verificaram que as tensões são influenciadas diretamente pelo tamanho do desajuste marginal. E no trabalho de Torres et al. (2011) os autores verificaram que o material utilizado nas estruturas protéticas não influenciou na distribuição de tensões ao redor dos implantes. O grupo confeccionado com liga de Co-Cr apresentou piores resultados de ajuste marginal ($66,41\mu\text{m}$), mas este fato não foi relacionado ao nível de tensões geradas ao redor dos implantes.

A perda de torque dos parafusos pode ter várias causas, e existem vários fatores que influenciam neste fenômeno (Stüker et al., 2008). Barbosa et al., (2008) verificaram que o torque de desaperto dos parafusos protéticos não foram influenciados pelo tamanho do desajuste marginal medido, mas não foi realizado nenhum tipo de carregamento cíclico sobre as estruturas. No presente trabalho, o

tamanho do desajuste vertical também não teve relação direta com a perda de torque dos parafusos protéticos após ciclagem mecânica. O grupo calcinável, que apresentou um nível maior de desajuste, não teve perda de torque significativa, assim como o grupo Zi. É importante observar que o grupo calcinável apesar de não ter perdido torque, os valores iniciais já eram menores, antes mesmo da ciclagem mecânica. Os valores de torque de desaperto prévios à ciclagem foram maiores para os dois grupos CAD/CAM, apesar de não mostrarem diferenças estatísticas para os grupos CC e Co-Cr. No trabalho de Barbosa et al. (2008), é relatado que a grande perda de torque pode ser causada pelas irregularidades no contato entre a cabeça do parafuso e a base de assentamento. Os grupos CAD/CAM podem apresentar uma base de assentamento do parafuso mais regular. O grupo calcinável foi o que teve maior perda de torque inicial, e é o único que sofre fundição na região onde assenta o parafuso protético. O grupo Zi foi o que apresentou menor índice de perda de torque, mesmo antes do ensaio de fadiga, com valor médio que representa 77,5% do valor de 10Ncm, similar ao resultado encontrado por Nigro et al. (2010), quando os parafusos dos pilares de zircônia tiveram uma manutenção de 84% do torque inicial.

Testes de fadiga mecânica são essenciais na validação de novos produtos (Khon et al., 1992), sendo um meio rápido e efetivo para gerar dados relevantes. Quanto maior a carga utilizada em um ensaio, o sistema pode apresentar falhas em um período mais curto (Wiscott et al., 1995). Os valores de força aplicados varia entre os estudos, de 49 a 200N (Att et al., 2006; Hecker e Eckert, 2003; Hecker et al., 2006). Estando dentro dos valores de força de mastigação para pacientes portadores de próteses fixas sobre implantes (35 a 330N) qualquer destes valores é válido para obtenção de dados (Kraisat et al., 2004). Gratton et al. (data) verificaram que o número de ciclos utilizado em seu ensaio (100.000), com carga variada entre 20 e 130N, pode ter sido o motivo das próteses não apresentarem parafusos soltos ou aumentarem micro-movimentação durante o teste de fadiga. No presente trabalho, a carga utilizada foi de 50N, similar ao trabalho de Att et al. (2006) que utilizaram 49N para simular uma condição real. Mas a carga aplicada no estudo de Att et al. foi pontual enquanto que o movimento

realizado neste caso foi simulando um bruxismo, e este tipo de carregamento é visto como mais deletério ao sistema protético podendo causar falhas em menor período de tempo (Schwarz, 2000; Brunski et al., 2000). A frequência dos ciclos varia muito nos trabalhos em que a fadiga é utilizada, variando de 1 até 11Hz (Graton et al.; Hoyer et al., 2001; Wiscott, 1995). Quanto maior a frequência da ciclagem, menor é o tempo utilizado nos testes. Ainda não se sabe se a variação da frequência tem influência nos resultados dos estudos (Wiscott, 1995; Lee et al., 2009). Outra variável nos ensaios de ciclagem mecânica é o número de ciclos que pode variar de 20.000 (Yilmaz et al., 2011) a 1.000.000 de ciclos, que representariam 40 meses de função mastigatória (Kraisat et al., 2004), chegando a até 5.000.000 (Kohal et al., 2011). No presente trabalho foram realizados 300.000 ciclos, correspondendo a aproximadamente 1 ano de função, que é um período no qual as revisões de próteses sobre implantes podem ser agendadas. A maioria das falhas nos testes de fadiga acaba ocorrendo antes de 350.000 ciclos, ou só após 1,5 milhão de ciclos (Lee et al., 2009).

A carga funcional é aplicada aos dentes em várias direções, sendo que ensaios uniaxiais reproduzem em parte condições do meio oral (Wiscott et al., 1995). No presente trabalho o movimento aplicado foi similar ao de bruxismo, que é considerado como um dos principais fatores de problemas em próteses sobre implantes (Brunski et al. 2000). Problemas como sobrecargas e fraturas de implantes, perdas ósseas, fraturas e desapertos de parafusos ocorrem com maior prevalência em pacientes bruxômanos (Komiyama et al., 2012). O bruxismo é colocado como fator de exclusão em vários trabalhos dentro da implantodontia, por isso pouco se sabe a respeito. Trabalhos que incluem paciente bruxômanos apresentam índices de sucesso menores comparativamente (Loobezoo et al., 2006). Apesar de não haver um protocolo a respeito deste assunto, a utilização da placa pode ajudar na proteção do sistema de prótese sobre implantes (Komiyama et al., 2012).

Os valores médios verificados de desajuste marginal nas estruturas de zircônia foram de 37,77µm e 42,4, antes e após cerâmica, do lado desapertado. Vigolo e Fonzi (data) analisaram 3 sistemas CAD/CAM, e os valores de desajuste

marginal foram, em micrometros: 63,37; 61,08; 46,30 antes da cerâmica. Após aplicação, os resultados foram: 65,49; 63,46; 47,28. Os trabalhos concordam que a zircônia não distorceu durante a queima da cerâmica. Os valores no trabalho de Vigolo e Fonzi (data) foram maiores, mas as estruturas eram feitas sobre preparos de dentes e com dois pânticos. É preciso critério na comparação de medidas de desajustes marginais entre diferentes estudos. Foi verificado nos resultados que quando os dois parafusos são apertados, o desajuste vertical diminui. No trabalho de Barbosa et al. (2008), valores de 29,08µm foram encontrados em estruturas fundidas sobre 5 implantes, mas com os parafusos apertados, valores muito próximos aos encontrados nas estruturas calcináveis quando parafusados ambos os lados. Quando observa-se o lado desapertado, os valores aumentam consideravelmente. Ao fechar o ajuste vertical através do apertamento dos parafusos, tensões são transmitidas diretamente aos implantes e ao tecido ósseo adjacente (Karl e Taylor, 2011; Abduo e Swain, 2012). Hecker et al., em 2006, concluíram que o teste de fadiga mecânica aplicado às próteses não interferiu na adaptação.

Os resultados obtidos neste trabalho podem ser confirmados através de outros estudos, avaliando a adaptação das peças entre várias fases de queima de cerâmica, ou ainda utilizando sistemas de cerâmica aplicada, que são utilizados com mais frequência. Os sistemas CAD/CAM apesar de apresentarem bons resultados devem ser submetidos a mais testes, incluindo trabalhos clínicos prospectivos para que os sistemas sejam compreendidos com mais profundidade.

7 – CONCLUSÃO

7 – CONCLUSÃO

Observando os resultados apresentados e considerando as limitações existentes neste trabalho pode-se concluir que:

1. Quando observado o lado desparafusado, não houve diferença estatística antes e após aplicação da cerâmica quanto ao desajuste vertical;
2. Os grupos CC, Co-Cr CAD/CAM e Zi, apresentaram os melhores resultados quanto ao ajuste vertical, seguidos pelo grupo Co-Cr e calcinável;
3. Os grupos CC, Co-Cr e Co-Cr CAD/CAM apresentaram perda de torque dos parafusos protéticos após o ensaio de fadiga mecânica;
4. O grupo Zi teve menor perda de torque entre todos grupos, comparando antes e após o teste de fadiga;
5. Nenhum dos grupos apresentou perda de torque suficiente para que a prótese perdesse estabilidade da junção.

8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Abduo J, Swain M. Influence of vertical misfit of titanium and zirconia frameworks on peri-implant strain. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 May-Jun;27(3):529-36.
2. Al Wazzan & Al-Nazzawi; 2007; Al Wazzan KA, Al-Nazzawi AA. Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast restorations. *J Contemp Dent Pract* 2007;8(1):19-26.
3. Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC. Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a university laboratory study. *J Prosthodont*. 2011 Jun;20(4):267-74.
4. Anusavice KJ, Shen C, Hashinger D, Twiggs SW. Interactive effect of stress and temperature on creep of PFM alloys. *J Dent Res* 1985;64:1094-9.
5. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study. *J Prosthetic Dent*. 2006;95: 111-116.
6. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2004 Dec;92(6):551-6.
7. Baixe S, Fauxpoint G, Arntz Y, Etienne O. Microgap between zirconia abutments and titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 May-Jun;25(3):455-60
8. Balkaya M C, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2005;93:346-55.
9. 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(4):358-63.
10. Barbosa GA, das Neves FD, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with

- different materials. *Braz Dent J.* 2010;21(6):515-9.
11. Berejuck H. Análise comparativa do assentamento passivo de próteses múltiplas implantossuportadas confeccionadas por diferentes técnicas. Curitiba, 2012. Dissertação (Mestrado em Odontologia). ILAPEO, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico.
 12. Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hübsch C, Kellner T, Kohorst P, Jendras M. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomater.* 2010 Dec;6(12):4547-52.
 13. Bridger DV, Nicholls JI. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. *J Prosthet Dent* 1981;45:507-14.
 14. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral maxillofacial implants: Current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15: 15-46.
 15. Campbell S D, Sirakian A, Pelletier L B, Giordano R A. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *J Prosthet Dent* 1995;74:476-81.
 16. Campbell S D, Pelletier L B. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part I – Metal collar width. *J Prosthet Dent.* 1992;67:603-8.
 17. Campbell S D, Pelletier L B. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part II – etiology. *J Prosthet Dent.* 1992;68:284-9.
 18. Cho SH, Nagy W W, Goodman J T, Solomon E, Koike M. The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *J Prosthet Dent* 2012;107:17-23.
 19. Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent.* 2002 Nov; 88 (5):467-72.
 20. Choi Y S, Kim S H, Lee J B, Han J S, Yeo I S. In vitro evaluation of fracture strength of zirconia restoration veneered with various ceramic materials. *J Adv Prosthodont* 2012;4:162-9.

21. Coppedê A R. Estudo mecânico da conexão implante/abutment utilizando parafusos convencionais e parafusos experimentais cone morse. Ribeirão Preto, 2011. 196p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
22. Delben J A, Gomes E A, Barão V A R, Assunção W G. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26:251-256.
23. Di Felice R, Rappelli G, Camaioni E, Cattani M, Meyer JM, Belser UC. Cementable implant crowns composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings: an in vitro retention study. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(1):108-113.
24. Drago C, Saldarriaga RL, Domagal D, Almasri R. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. *Int Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:920-929.
25. Eisenmam, E. Implant retained suprastructures passivated to a stress free fit through spark erosion. *Quintessenz Zahntechnik Implantologie*, v.2, p 1440, 1997.
26. Garlapo DA, Lee SH, Choung CK, Sorensen SE. Spatial changes occurring in fixed partial dentures made as one-piece castings. *J Prosthet Dent* 1983;49:781-5.
27. Gratton, DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthetic Dent*. 2001;85: 47-52.
28. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. 2003 Apr;89(4):346-51.
29. Hecker DM, Eckert SE, Choi Y. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. *J Prosthetic Dent*. 2006;95: 26-32.

30. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthetic Dent.* 2001;85: 599-607.
31. Karl M, Graef F, Wichmann M, Krafft T. Passivity of fit of CAD/CAM and copy-milled frameworks, veneered frameworks, and anatomically contoured, zirconia ceramic, implant-supported fixed prostheses. *J Prosthet Dent.* 2012; 107:232-238.
32. Karl M, Taylor TD. Effect of material selection on the passivity of fit of implant-supported restorations created with computer-aided design/computer-assisted manufacture. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Jul-Aug;26(4):739-45.
33. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB. Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct 2.
34. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6(3):157-64.
35. Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent.* 2013 Feb;22(1):66-70.
36. Kohal RJ, Wolkewitz M, Tsakona Anastasia. The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: an in vitro investigation. *Clin. Oral Impl. Res.* 22, 2011;808-814.
37. Kohn DH. Overview of factors important in implant design. ***J Oral Implantol.*** 2002;18: 204-219.
38. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil* 2004;31(5):477-482.

39. Komiyama O, Lobbezoo F, Laat A D, Kitagawa T, Murukami H, Kato T, Kawara M. Clinical Management of implant prostheses in patients with bruxism. *Int J of Biomaterials*. 2012: 1-6.
40. Lakhani S A, Ercoli C, Moss M E, Graser G N, Tallents R H. Influence of cold working and thermal treatment on the fit of implant-supported metal-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2002;88:159-69.
41. Lee C K, Karl M, Kelly J R. Evaluation of test protocol variables for dental implants fatigue research. *Dental Materials*, 25,2009;1419-1425.
42. Lobbezoo F, Browsers J E I G, Cune M S, Eije M. Dental implants in patients with bruxing habits. Review article. *Journal of Oral Rehabilitation* 2006 33; 152–159
43. Nothdurft F, Pospiech P. Prefabricated zirconium dioxide implant abutments for single tooth replacement in the posterior region: evaluation of peri-implant tissues and superstructures after 12 months of function. *Clin Oral Impl Res*. 2010;21: 857-865.
44. Nigro F, Sendik C, Francischone Jr C E, Francischone C E. Removal torque of zirconia abutment screws under dry and wet conditions. *Braz Dent J*. 2010; 21:225-228.
45. Ortop A, Jemt T, Back T, Jalevik T. Comparisons of precision off it between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 2003; 16:194-200.
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; Nov-Dec;21(6):929-36.
47. Ross J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Grondahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: A 5 year retripective analysis of the Branemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12:504-514.
48. Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos Mda G. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium

- implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent*. 2004 Aug;92(2):132-8.
49. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11: 156-158.
 50. Stüker RA, Teixeira ER, Beck JCP, Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci*. 2008;16(1):55-58.
 51. Tahmaseb A, van de Weijden JJ, Mercelis P, De Clerck R, Wismeijer D. Parameters of passive fit using a new technique to mill implant-supported superstructures: an in vitro study of a novel three-dimensional force measurement-misfit method. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Mar-Apr;25(2):247-57.
 52. Takaba M, Tanaka S, Ishiura Y, Baba K. Implant-supported fixed dental prostheses with CAD/CAM-fabricated porcelain crown and zirconia-based framework. *Journal of Prosthodontics*. 2013 Jan 4.
 53. Tiozzi R, Rodrigues R C S, Mattos M G C, Ribeiro R F. Comparative Analysis of the Fit of 3-Unit Implant-Supported Frameworks Cast in Nickel-Chromium and Cobalt-Chromium Alloys and Commercially Pure Titanium After Casting, Laser Welding, and Simulated Porcelain Firings. *Int J Prosthodont* 2008;21:121–123.
 54. de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent* 2007;35(10):800-805.
 55. de Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech*. 2011 Jun 3;44(9):1735-9.
 56. Vasconcellos D K, Ozcan M, Volpato C A M, Bottino M A, Yener E S. Strain gauge analysis of the effect of porcelain firing simulation on the prosthetic misfit of implant-supported frameworks. *Implant Dentistry*. 2012; 21:225-229.
 57. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based

- ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *Journal of Prosthodont* 2008;17:621-626.
58. Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bal BT, Tıraş T. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dent Mater*. 2011 Apr 25.
59. Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8: 105-116.

9 – APÊNDICE

9 – APÊNDICE

Apêndice A: Tabela com valores de desajuste vertical antes da aplicação da cerâmica em cada cilindro, com todas condições de aperto dos parafusos.

Grupo Calcinável:

Pré-molar parafusado – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,034	0,064	0,019	0	0,027	0	0	0,066	0,02625
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0,013	0	0	0	0	0	0	0,001625
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0,031	0,034	0,008125
6	0	0,034	0	0	0,019	0	0	0	0,006625
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0,008	0,012	0,0025
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0,029	0,047	0	0	0	0	0	0,032	0,0135

Pré-molar parafusado - Leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,075	0,059	0,027	0,04	0,035	0,021	0,015	0,078	0,04375
2	0,147	0,162	0,148	0,118	0,122	0,102	0,098	0,122	0,127375
3	0,157	0,166	0,142	0,123	0,119	0,117	0,142	0,156	0,14025
4	0,086	0,104	0,075	0,022	0,034	0,012	0,024	0,08	0,054625
5	0,193	0,158	0,067	0,13	0,123	0,196	0,176	0,173	0,152
6	0,064	0,071	0,069	0,04	0,038	0,039	0,043	0,087	0,056375
7	0,15	0,153	0,11	0,06	0,077	0,039	0,052	0,145	0,09825
8	0,129	0,144	0,037	0	0	0	0,084	0,149	0,067875
9	0,201	0,232	0,129	0,119	0,114	0,12	0,124	0,207	0,15575
10	0,164	0,16	0,1	0,098	0,101	0,089	0,121	0,145	0,12225

Ambos parafusados – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,046	0,076	0,069	0	0	0	0,019	0,06	0,03375
2	0	0	0	0,038	0,021	0,031	0,016	0	0,01325
3	0	0	0,013	0,029	0,023	0,03	0,009	0	0,013
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0,054	0	0,019	0,073	0,047	0,053	0,02	0	0,03325

6	0,026	0	0	0	0	0,014	0,011	0,012	0,007875
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0,043	0,015	0,015	0,02	0	0	0,026	0,014875
9	0	0	0,021	0,05	0,038	0,021	0,08	0	0,02625
10	0	0,017	0,005	0	0	0,013	0,006	0,028	0,0135

Ambos parafusados - leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,049	0,072	0,052	0,033	0,047	0,013	0,013	0,074	0,044125
2	0,029	0,04	0,026	0,015	0,015	0	0	0,042	0,020875
3	0	0	0	0	0,014	0	0	0	0,00175
4	0,05	0,059	0,027	0	0	0	0,028	0,04	0,0255
5	0,028	0	0	0,022	0,027	0,07	0,04	0	0,023375
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0,075	0,11	0,089	0,025	0,019	0	0,007	0,093	0,05225
8	0,097	0,108	0,049	0	0	0	0,045	0,102	0,050125
9	0,05	0,044	0,021	0	0	0	0,02	0,062	0,024625
10	0,052	0,062	0,022	0	0	0	0,012	0,052	0,12225

Molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,024	0,023	0,035	0,054	0,066	0,053	0,035	0,028	0,03975
2	0	0	0	0,028	0	0,01	0	0	0,00475
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0,03	0,022	0	0	0	0	0,011	0,029	0,0115
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0,03	0,068	0,045	0,06	0,01	0	0,026625
7	0	0,029	0	0	0	0,024	0	0	0,006625
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0,033	0,049	0,015	0	0	0	0,035	0,047	0,022375
10	0	0,028	0,017	0,012	0,028	0,03	0,028	0,036	0,022375

Molar parafusado – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,269	0,274	0,242	0,275	0,245	0,285	0,283	0,25	0,265375
2	0,108	0,101	0,107	0,178	0,142	0,175	0,126	0,117	0,13175
3	0	0	0,018	0,028	0,044	0,045	0,031	0,018	0,023
4	0,16	0,106	0,128	0,168	0,18	0,179	0,159	0,128	0,151
5	0	0,043	0,057	0,119	0,121	0,094	0,07	0,016	0,065
6	0,077	0,059	0,057	0,081	0,082	0,095	0,08	0,061	0,074
7	0,202	0,158	0,2	0,237	0,26	0,253	0,209	0,18	0,212375

9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0,08	0	0	0	0	0,01

Ambos parafusados – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0,021	0	0,009	0,00375
5	0	0	0	0,03	0	0,023	0,018	0	0,008875
6	0	0	0,014	0,057	0,032	0,06	0,028	0	0,023875
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0,039	0,055	0,018	0	0	0	0,025	0,052	0,023625
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0,025	0,023	0,012	0	0	0	0	0,031	0,011375

Molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0,047	0,036	0,027	0,012	0	0,01525
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0,025	0,071	0,058	0,08	0,024	0	0,03225
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0		0	0	0

Molar parafusado – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0	0	0,026	0,059	0,057	0,071	0,022	0	0,029375
2	0,095	0,099	0,075	0,122	0,149	0,137	0,074	0,091	0,10525
3	0,024	0	0	0	0	0	0	0	0,003
4	0,05	0	0,036	0,089	0,087	0,093	0,047	0,05	0,0565
5	0	0,061	0,04	0,018	0,028	0,023	0,037	0,019	0,02825
6	0,018	0,024	0	0	0	0	0,029	0,02	0,011375
7	0,12	0,12	0,111	0,17	0,173	0,186	0,083	0,103	0,13325
8	0,074	0,122	0,117	0,099	0,141	0,125	0,063	0,087	0,1035
9	0,022	0	0	0	0,02	0	0	0	0,00525
10	0,084	0,091	0,07	0,148	0,166	0,144	0,11	0,081	0,11175

Grupo cilindro cimentado:**Pré-molar parafusado – leitura do pré-molar**

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Pré-molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,045	0,073	0,056	0,045	0,045	0,045	0,046	0,063	0,05225
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0,047	0,048	0,038	0,022	0,021	0,031	0,028	0,04	0,034375
7	0,004	0,012	0,016	0	0	0	0,017	0,016	0,008125
8	0,024	0,026	0,023	0	0	0	0,021	0,024	0,01475
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0,045	0,04	0,03	0,028	0,021	0,02	0,034	0,045	0,032875

Ambos parafusados – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Ambos parafusados – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Molar parafusado– leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,046	0,03	0,022	0,052	0,067	0,055	0,035	0,049	0,0445
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0,013	0	0	0,022	0,034	0,026	0,022	0,023	0,0175
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0,024	0,018	0,019	0,031	0,047	0,034	0,027	0,026	0,02825
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0,014	0	0	0,024	0,029	0,015	0,016	0,015	0,014125

Grupo CAD/CAM CoCr:

Pré-molar parafusado– leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
-----------------	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-------

[illegible]

Pré-molar parafusado – leitura do molar

[illegible]

Ambos parafusados – leitura do pré-molar

[illegible]

Ambos parafusados – leitura do molar

[illegible]

5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Molar parafusado – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0	0	0	0,037	0	0,036	0	0	0,009125
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0,05	0	0,047	0	0	0,012125
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0,024	0,019	0,016	0,02	0	0,025	0,021	0,032	0,019625

Grupo CAD/CAM Zircônia:

Pré-molar parafusado – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,022	0,033	0,017	0	0	0	0	0,037	0,013625
2	0,033	0,022	0,015	0	0	0	0	0,03	0,0125
3	0,034	0,03	0,017	0	0	0	0,016	0,035	0,0165
4	0,047	0,043	0,014	0	0	0	0,019	0,036	0,019875
5	0,028	0,039	0,029	0	0	0	0,014	0,032	0,01775
6	0,022	0,039	0,03	0	0	0	0	0,031	0,01525

7	0	0,027	0	0	0	0	0	0	0,003375
8	0,035	0,038	0,02	0	0	0	0	0,038	0,016375
9	0,031	0,04	0,033	0	0	0	0,02	0,036	0,02
10	0,015	0,021	0	0	0	0	0	0,03	0,00825

Pré-molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,045	0,053	0,02	0,043	0,048	0,056	0,046	0,048	0,044875
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0,043	0,047	0,025	0,033	0,032	0,045	0,025	0,044	0,03675
4	0,085	0,092	0,087	0,059	0,064	0,076	0,073	0,098	0,07925
5	0,044	0,027	0,022	0,028	0,024	0,028	0,025	0,027	0,028125
6	0,062	0,05	0,028	0,038	0,03	0,027	0,044	0,046	0,040625
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0,023	0,021	0	0,014	0	0	0	0,015	0,009125
9	0,043	0,045	0,027	0,037	0,027	0,051	0,035	0,06	0,040625
10	0,016	0,024	0,018	0,016	0	0,025	0,018	0,024	0,017625

Ambos parafusados – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,02	0,025	0	0	0	0	0	0,036	0,010125
2	0	0,024	0	0	0	0	0	0,031	0,006875
3	0,029	0,02	0	0	0	0	0	0,031	0,01
4	0,011	0,03	0	0	0	0	0	0,013	0,00675
5	0,03	0,032	0,024	0	0	0	0	0,034	0,015
6	0,025	0,015	0	0	0	0	0	0,026	0,00825
7	0	0,016	0	0	0	0	0	0	0,002
8	0,023	0,041	0	0	0	0	0	0,034	0,01225
9	0,037	0,042	0,014	0	0	0	0	0,033	0,01575
10	0	0,022	0	0	0	0	0	0,013	0,004375

Ambos parafusados – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,046	0,054	0,033	0,048	0,028	0,043	0,037	0,053	0,04275
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0,041	0,045	0,016	0,033	0,036	0,038	0,019	0,036	0,033
4	0,048	0,031	0,024	0,023	0,029	0,04	0,031	0,042	0,0335
5	0,029	0,021	0,02	0,019	0,017	0,029	0,021	0,025	0,022625
6	0,045	0,033	0,021	0,032	0,038	0,029	0,018	0,031	0,030875
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0,047	0,04	0,022	0,038	0,034	0,033	0,032	0,052	0,03725

10	0,015	0,01	0	0	0	0	0	0,024	0,006125
----	-------	------	---	---	---	---	---	-------	----------

Molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,045	0,048	0	0,042	0,014	0,052	0,033	0,052	0,03575
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0,04	0,039	0,062	0,049	0,023	0	0,013	0,02825
4	0,035	0,033	0,013	0,046	0,033	0,052	0,048	0,032	0,0365
5	0	0	0,043	0,036	0,043	0,031	0,018	0	0,021375
6	0,092	0,043	0,051	0,053	0,043	0,041	0	0	0,040375
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0,02	0,0025
9	0,049	0,052	0,029	0,032	0,044	0,035	0,03	0,041	0,039
10	0	0,01	0,016	0,026	0	0	0	0	0,0065

Molar parafusado – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,046	0,051	0,012	0	0	0	0,018	0,05	0,022125
2	0,051	0,039	0,021	0,013	0,014	0,011	0,024	0,047	0,0275
3	0,034	0,069	0,054	0,041	0,035	0,028	0	0,042	0,037875
4	0,096	0,089	0,088	0,076	0,081	0,089	0,084	0,105	0,0885
5	0,081	0,088	0,105	0,077	0,084	0,063	0,061	0,078	0,079625
6	0,11	0,114	0,124	0,108	0,121	0,083	0,073	0,092	0,103125
7	0,041	0,052	0,032	0,025	0,027	0,019	0,021	0,04	0,032125
8	0,039	0,046	0,032	0,017	0	0	0	0,046	0,0225
9	0,037	0,06	0,047	0,027	0	0	0	0,043	0,02675
10	0,038	0,05	0,017	0	0	0	0	0,041	0,01825

Apêndice B: Tabela com valores de desajuste vertical após aplicação da cerâmica em cada cilindro, com todas condições de aperto dos parafusos.

Grupo Calcinável:

Pré-molar parafusado – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,075	0,139	0,087	0,013	0	0,013	0,035	0,056	0,05225
2	0,03	0,051	0,005	0,093	0,05	0,064	0,01	0,054	0,044625
3	0,051	0,05	0,02	0,045	0,023	0,032	0,012	0,077	0,03875
4	0,008	0,012	0,025	0,022	0,028	0	0,018	0,012	0,015625
5	0,019	0,027	0,022	0,008	0,016	0,016	0,014	0,024	0,01825
6	0,038	0,058	0,028	0,052	0,038	0,041	0,009	0,038	0,03775
7	0,013	0,038	0,054	0,012	0,004	0	0,069	0,078	0,0335
8	0,008	0,014	0,013	0,011	0	0,021	0,025	0	0,0115
9	0,021	0,012	0,052	0,057	0,052	0,027	0,016	0,023	0,0325

Pré-molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,055	0,096	0,066	0,04	0,043	0	0,055	0,115	0,061
2	0,072	0,09	0,073	0,049	0,042	0,098	0,089	0,135	0,081
3	0,201	0,175	0,127	0,085	0,157	0,148	0,081	0,191	0,145625
4	0,098	0,131	0,116	0,075	0,03	0,043	0,092	0,122	0,094857143
5	0,267	0,186	0,155	0,185	0,124	0,168	0,231	0,155	0,183875
6	0,172	0,086	0,054	0,051	0,078	0,085	0,049	0,064	0,079875
7	0,107	0,143	0,138	0,078	0,08	0,141	0,201	0,233	0,140125
8	0,087	0,115	0,056	0,041	0,025	0,013	0,043	0,109	0,061125
9	0,242	0,156	0,107	0,08	0,142	0,156	0,18	0,227	0,16125

Ambos parafusados – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,07	0,118	0,101	0,02	0	0	0,043	0,122	0,05925
2	0,04	0,075	0,018	0,119	0,032	0,086	0,012	0,05	0,054
3	0,062	0,051	0,021	0,008	0,052	0,062	0,018	0,054	0,041
4	0,005	0,022	0,012	0,012	0,023	0,005	0,018	0,008	0,013125
5	0	0,021	0,012	0,042	0,035	0,031	0,023	0,004	0,021
6	0,037	0,056	0,022	0,051	0,032	0,062	0,051	0,068	0,047375
7	0,05	0,016	0,036	0,017	0,005	0,006	0,039	0,023	0,024
8	0,017	0,018	0,018	0,016	0	0,027	0,024	0	0,015
9	0,016	0,008	0,04	0,072	0,078	0,07	0,036	0,008	0,041

Ambos parafusados – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,032	0,06	0,022	0	0	0,029	0,029	0,111	0,035375
2	0,035	0,113	0,042	0,025	0	0,04	0,013	0,063	0,041375
3	0,03	0,065	0,03	0,043	0,075	0,035	0,018	0,07	0,04575
4	0,06	0,064	0,018	0	0	0	0,027	0,086	0,031875
5	0,034	0	0,008	0,023	0,07	0,043	0,045	0,018	0,030125
6	0	0,082	0,052	0,053	0,081	0,038	0,02	0,052	0,04725
7	0,017	0,091	0,049	0,019	0,024	0,028	0,047	0,039	0,03925
8	0,087	0,099	0,034	0,009	0	0,024	0,053	0,101	0,050875
9	0,026	0,05	0,016	0,005	0,005	0	0,02	0,031	0,019125

Molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,03	0,058	0,019	0,021	0,006	0	0,012	0,065	0,026375
2	0,031	0,074	0,055	0,024	0,087	0,06	0,023	0,037	0,048875
3	0,015	0,054	0,019	0,05	0,068	0,032	0,003	0,023	0,033
4	0,021	0,009	0,03	0,041	0,048	0,054	0,052	0,02	0,034375
5	0	0	0,023	0,04	0,045	0,034	0,018	0	0,02
6	0	0,004	0,04	0,024	0,037	0,016	0,018	0	0,017375
7	0,015	0	0,023	0,014	0,008	0,015	0,046	0,003	0,0155
8	0	0	0,025	0	0,012	0,012	0,011	0	0,0075
9	0	0,017	0,02	0,032	0,256	0,012	0,028	0,003	0,046

Molar parafusado – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,14	0,206	0,186	0,111	0,087	0,038	0,035	0,16	0,035375
2	0,09	0,146	0,067	0,128	0,125	0,234	0,189	0,168	0,143375
3	0,148	0,129	0,118	0,194	0,164	0,217	0,123	0,157	0,15625
4	0,182	0,18	0,212	0,228	0,38	0,298	0,299	0,203	0,24775
5	0,034	0,07	0,12	0,108	0,137	0,094	0,012	0,02	0,074375
6	0,065	0,101	0,035	0,102	0,101	0,133	0,153	0,123	0,101625
7	0,16	0,156	0,17	0,223	0,202	0,254	0,2	0,16	0,190625
8	0,192	0,202	0,224	0,292	0,282	0,294	0,23	0,204	0,24
9	0,126	0,096	0,16	0,21	0,023	0,21	0,16	0,127	0,139

Grupo Sobrefundido:**Pré-molar parafusado – leitura do pré-molar**

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
-----------------	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-------

1	0,005	0,005	0,024	0,012	0,006	0	0,006	0,007	0,008125
2	0,089	0,063	0,012	0,043	0,015	0,038	0,052	0,056	0,046
3	0,034	0,04	0,008	0,01	0,006	0,009	0,032	0,027	0,02075
4	0,013	0,003	0	0,021	0,015	0,008	0	0,005	0,008125
5	0,022	0,021	0,012	0	0,005	0	0	0,034	0,01175
6	0,02	0,003	0,008	0	0,003	0	0,009	0	0,005375
7	0,023	0,019	0,026	0,054	0,025	0,072	0,1	0,045	0,0455
8	0,008	0	0,041	0,03	0,034	0,02	0,05	0	0,022875
9	0,018	0,008	0,006	0	0	0	0,004	0	0,0045
10	0	0	0,007	0	0	0	0	0	0,000875

Pré-molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,124	0,083	0,077	0,08	0,088	0,072	0,098	0,115	0,092125
2	0,0198	0,102	0,093	0,062	0,101	0,093	0,06	0,09	0,0776
3	0,96	0,089	0,037	0,071	0,093	0,032	0,033	0,072	0,173375
4	0,045	0,053	0,041	0,009	0,015	0,011	0,016	0,042	0,029
5	0,047	0,043	0,059	0,006	0,013	0,008	0	0,038	0,02675
6	0,058	0,022	0,065	0,071	0,101	0,091	0,076	0,071	0,069375
7	0,244	0,228	0,123	0,142	0,132	0,167	0,169	0,198	0,175375
8	0,097	0,041	0,023	0	0	0,05	0,091	0,094	0,0495
9	0,005	0	0,008	0	0	0	0,004	0	0,000833333
10	0,151	0,098	0,076	0,032	0,09	0,085	0,096	0,145	0,096625

Ambos parafusados – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,012	0,009	0,015	0,005	0,013	0,01	0,015	0,011	0,01125
2	0,014	0,018	0,025	0,023	0,018	0,011	0,03	0,024	0,020375
3	0,009	0,017	0,024	0,02	0,008	0,023	0,014	0,022	0,017125
4	0,002	0,008	0,015	0,021	0,018	0,004	0,012	0,003	0,010375
5	0,017	0,009	0	0	0	0	0,009	0,016	0,006375
6	0	0	0,013	0	0	0,012	0	0	0,003125
7	0,003	0	0,03	0,059	0,034	0,087	0,037	0	0,03125
8	0,006	0	0,037	0,016	0,008	0	0,034	0,004	0,013125
9	0,008	0	0,006	0	0	0	0,007	0	0,002625
10	0	0	0,009	0,006	0	0	0	0	0,001875

Ambos parafusados – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0	0,019	0,018	0	0	0	0,003	0,015	0,006875
2	0	0,006	0,005	0	0,009	0,004	0	0,006	0,00375
3	0	0,012	0,016	0	0	0	0	0,005	0,004125
4	0,003	0,035	0,008	0	0	0	0,008	0,021	0,009375

6	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0

Pré-molar parafusado – leitura do molar

[illegible]

Ambos parafusados – leitura do pré-molar

[illegible]

Ambos parafusados – leitura do molar

[illegible]

10	0	0	0	0	0	0	0	0	0
----	---	---	---	---	---	---	---	---	---

Molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Molar parafusado – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0,018	0,015	0,016	0,015	0,021	0,026	0,02	0	0,016375
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0,006	0	0	0,012	0,003	0	0	0,002625
5	0	0,005	0,006	0,008	0,009	0,006	0	0	0,00425
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0,009	0,005	0	0,006	0	0	0	0,0025
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Grupo CAD/CAM CoCr:

Pré-molar parafusado – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,015	0,019	0,02	0	0	0	0,015	0,009	0,00975
2	0,007	0	0,005	0	0	0	0	0	0,0015
3	0,009	0,006	0,018	0	0	0	0,007	0	0,005
4	0,01	0,004	0,017	0	0	0	0	0	0,003875
5	0,013	0,008	0,008	0	0,008	0	0	0	0,004625
6	0	0	0,008	0	0,003	0	0	0	0,001375
7	0	0	0,005	0	0	0	0	0	0,000625
8	0,005	0,008	0	0	0	0	0,004	0,005	0,00275
9	0,015	0	0	0	0	0	0	0	0,001875
10	0	0	0,006	0	0	0	0,008	0	0,00175

Pré-molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,042	0,05	0,057	0,026	0,028	0,033	0,05	0,043	0,041125
2	0,021	0,027	0,032	0,007	0,021	0,014	0,015	0,028	0,020625
3	0,028	0,03	0,037	0,017	0,022	0,026	0,021	0,038	0,027375
4	0	0,026	0,028	0,005	0,028	0	0	0,009	0,012
5	0	0	0	0	0,009	0	0	0	0,001125
6	0,022	0,027	0,045	0,023	0,031	0,026	0,038	0,042	0,03175
7	0,003	0,004	0,003	0	0,012	0	0	0,009	0,003875
8	0,022	0,013	0,009	0	0,003	0,022	0,026	0,028	0,015375
9	0,019	0,028	0,018	0,007	0,038	0,009	0,026	0,032	0,022125
10	0	0,028	0,017	0	0	0	0,02	0,036	0,012625

Ambos parafusados – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,003	0,009	0,01	0	0	0	0,008	0	0,00375
2	0,007	0	0,003	0	0	0	0	0	0,00125
3	0,013	0,009	0	0	0	0	0	0	0,00275
4	0,008	0	0,015	0	0	0	0,01	0	0,004125
5	0	0	0	0	0,002	0	0	0	0,00025
6	0,004	0	0,008	0	0	0	0	0	0,0015
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0	0,008	0	0	0,008	0	0	0	0,002
9	0,018	0	0	0	0	0	0,008	0,012	0,00475
10	0	0	0,008	0	0	0	0,008	0	0,002

Ambos parafusados – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,013	0,019	0,016	0	0,005	0,009	0,013	0,02	0,011875
2	0	0	0,004	0	0	0	0	0	0,0005
3	0	0	0,013	0	0,027	0	0	0,009	0,006125
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0,004	0	0	0	0	0	0,0005
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0,012	0	0,003	0	0	0,008	0,024	0,014	0,007625
9	0	0	0,008	0	0,007	0	0	0,012	0,003375
10	0	0,009	0,004	0	0	0	0	0,008	0,002625

Molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
-----------------	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-------

1	0,017	0,007	0,012	0	0,004	0	0,025	0,02	0,010625
2	0	0	0,004	0	0	0	0	0	0,0005
3	0	0	0,003	0	0,006	0	0,005	0	0,00175
4	0	0	0	0	0	0	0,012	0,006	0,00225
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0
8	0,018	0	0	0	0	0,028	0,023	0,008	0,009625
9	0	0	0,007	0	0,005	0	0,016	0,015	0,005375
10	0,042	0	0,007	0	0	0	0	0	0,006125

Molar parafusado – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,015	0,011	0,003	0	0,004	0	0,028	0,006	0,008375
2	0,037	0,028	0,033	0,045	0,038	0,035	0,03	0,023	0,033625
3	0,016	0,012	0,01	0,006	0,017	0,008	0,01	0	0,009875
4	0	0,014	0,018	0,012	0,015	0,018	0,038	0,029	0,018
5	0,008	0,009	0,012	0	0,006	0	0,008	0,009	0,0065
6	0,006	0	0,023	0,025	0,012	0,022	0,021	0,017	0,01575
7	0,008	0,009	0,017	0,021	0,009	0	0,009	0	0,009125
8	0,006	0,018	0,027	0,008	0,011	0	0	0,008	0,00975
9	0,008	0,012	0,011	0,024	0,018	0,024	0,022	0,013	0,0165
10	0,021	0,02	0,032	0,042	0,045	0,04	0,035	0,037	0,034

Grupo CAD/CAM Zircônia:

Pré-molar parafusado – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,019	0,034	0,04	0	0	0	0,009	0,026	0,016
2	0,025	0,017	0,018	0	0	0	0,005	0,018	0,010375
3	0,033	0,019	0,02	0	0	0	0,018	0,028	0,01475
4	0,032	0,045	0,02	0	0	0	0,022	0,04	0,019875
5	0,041	0,042	0,053	0	0	0,012	0,065	0,075	0,036
6	0,039	0,036	0,015	0	0	0	0,018	0,065	0,021625
7	0,021	0,053	0,013	0	0	0	0,008	0,028	0,015375
8	0,025	0,024	0,031	0	0	0	0,008	0,012	0,0125
9	0,033	0,035	0,018	0	0	0	0,015	0,021	0,01525
10	0,031	0,032	0,014	0	0	0	0,009	0,022	0,0135

Pré-molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,072	0,067	0,037	0,053	0,066	0,057	0,058	0,075	0,060625

2	0,123	0,067	0,059	0,048	0,038	0,071	0,08	0,104	0,07375
3	0,046	0,06	0,057	0,046	0,058	0,041	0,024	0,049	0,047625
4	0,053	0,047	0,032	0,038	0,013	0,034	0,052	0,055	0,0405
5	0,093	0,058	0,068	0,048	0,044	0,054	0,085	0,061	0,063875
6	0,029	0,036	0,032	0,01	0,012	0,014	0,018	0,032	0,022875
7	0,049	0,054	0,06	0,042	0,052	0,05	0,052	0,043	0,05025
8	0,005	0	0,019	0,005	0,003	0,006	0,009	0,011	0,00725
9	0,098	0,066	0,041	0,047	0,052	0,052	0,07	0,054	0,06
10	0,018	0,019	0,014	0,011	0,01	0,021	0,022	0,034	0,018625

Ambos parafusados – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,008	0,057	0,031	0	0	0	0	0,016	0,014
2	0,004	0,003	0,017	0	0	0	0,009	0	0,004125
3	0,018	0,021	0,017	0	0	0	0,016	0,022	0,01175
4	0,008	0,045	0,023	0	0	0	0,003	0,018	0,012125
5	0,025	0,037	0,022	0	0	0	0,012	0,038	0,01675
6	0,01	0,004	0,022	0	0	0	0,009	0	0,005625
7	0,007	0,023	0,015	0	0	0	0,012	0,025	0,01025
8	0,019	0,029	0,019	0	0	0	0,004	0,029	0,0125
9	0,026	0,04	0,022	0	0	0	0,015	0,023	0,01575
10	0,015	0,028	0,012	0	0	0	0,018	0,014	0,010875

Ambos parafusados – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,045	0,016	0,025	0,009	0,03	0,05	0,032	0,034	0,030125
2	0	0	0,015	0	0	0	0	0	0,001875
3	0,04	0,015	0,046	0,036	0,027	0,008	0,022	0,035	0,028625
4	0,051	0,052	0,03	0,025	0,009	0,032	0,015	0,027	0,030125
5	0,01	0,013	0,007	0,012	0	0	0,013	0,009	0,008
6	0,017	0,02	0,012	0	0,02	0	0,022	0	0,011375
7	0,032	0,022	0,035	0,02	0,014	0,016	0,018	0,025	0,02275
8	0	0	0,015	0	0	0	0,003	0	0,00225
9	0,074	0,048	0,03	0,025	0,021	0,052	0,038	0,064	0,044
10	0,015	0,005	0,011	0	0,013	0,014	0,017	0,018	0,011625

Molar parafusado – leitura do molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,035	0,018	0,016	0,056	0,032	0,058	0,056	0,036	0,038375
2	0	0	0,02	0	0	0	0	0	0,0025
3	0,026	0,036	0,02	0,034	0,016	0,024	0,032	0,036	0,028
4	0,03	0,039	0,021	0,031	0,018	0,043	0,042	0,033	0,032125
5	0,018	0,013	0,019	0,02	0,021	0,016	0,022	0,012	0,017625

6	0,013	0,042	0,015	0,003	0,021	0,018	0,01	0,022	0,018
7	0,06	0,035	0,016	0,028	0,035	0,035	0,05	0,025	0,0355
8	0	0	0,023	0	0,008	0,002	0,006	0	0,004875
9	0,068	0,047	0,028	0,029	0,045	0,071	0,042	0,071	0,050125
10	0,019	0,005	0,014	0	0,039	0,012	0,01	0,013	0,014

Molar parafusado – leitura do pré-molar

Corpos de prova	MVD	MV1	MV2	MV3	MLD	ML1	ML2	ML3	Média
1	0,078	0,135	0,104	0,122	0,143	0,0162	0,145	0,127	0,108775
2	0,031	0,032	0,028	0	0,013	0	0,015	0	0,014875
3	0,027	0,002	0,014	0,005	0,027	0,005	0,04	0,045	0,020625
4	0,112	0,06	0,02	0,017	0,111	0,089	0,091	0,092	0,074
5	0,057	0,055	0,028	0	0,004	0,008	0,021	0,061	0,02925
6	0,049	0,076	0,041	0,038	0,037	0,041	0,043	0,057	0,04775
7	0,042	0,049	0,02	0,008	0	0,012	0,038	0,05	0,027375
8	0,058	0,052	0,048	0,028	0,049	0,007	0,02	0,051	0,039125
9	0,043	0,046	0,017	0	0	0,003	0,035	0,045	0,023625
10	0,03	0,045	0,02	0	0,01	0	0,018	0,021	0,018

Apêndice C: Torque de desaperto dos parafusos protéticos antes e após ensaio de fadiga mecânica.

zircônia					
	pré fadiga			pós fadiga	
Corpos de prova	pré	molar		pré	molar
1	6	9		6	8
2	10	8		8	5
3	9	6		9	7
4	7	9		6	8
5	8	7		8	9
6	8	9		6,9	6,4
7	9	10		8,9	6,5
8	6	6		8,8	4,2
9	9	8		5,3	3,5
10	5	6		3,8	7,4
cil cimentado					
	pré fadiga			pós fadiga	
Corpos de prova	pré	molar		pré	molar
1	5,7	5,9		3,8	5,3
2	5,2	5,3		0,5	3,3
3	6,5	7,4		0,6	0,3
4	6,7	6		1,4	5,8
5	7,3	3,7		2,2	6,4
6	6,1	3,5		2,5	0,8
7	4,3	2,2		1,1	6,9
8	7,9	5,2		2	7,2
9	4,9	6,4		5,6	1,3
10	4,2	8,2		0,7	8,4
calcinável					
	pré fadiga			pós fadiga	
Corpos de prova	pré	molar		pré	molar
1	8	7,4		3,5	1,8
2	7,9	5,5		5,6	6
3	4,6	5,3		5,1	3,9
4	5,7	5,1		5,9	6,3
5	5,4	5,2		1,1	5
6	4,2	3,8		4,3	5,1
7	4,9	8,4		4,4	2,4
8	4,9	3,7		2,5	5
9	6,8	7,6		4,9	1,3
10	5,8	5,8		4,1	4

cil co-cr					
	pré fadiga			pós fadiga	
Corpos de prova	pré	molar		pré	molar
1	7,2	6,9		2,8	2,8
2	4,5	5,7		0,6	3,1
3	4	5,6		1,6	5,6
4	8,1	5,9		2,3	3,9
5	7,5	7,7		5,9	2,9
6	6,5	6,6		5,3	0,8
7	11,1	3,8		9,4	0,6
8	6,6	4,7		2,7	4
9	6,1	6,8		2,6	3
10	6,4	4,4			
co-cr fresado					
	pré fadiga			pós fadiga	
Corpos de prova	pré	molar		pré	molar
1	8,1	7,4		3,5	2,4
2	7,6	8,9		5,3	3,7
3	7,5	6,9		3,6	1,6
4	11,7	7,3		1,1	2,8
5	6,2	7,5		6,3	5
6	7	7,9		0,8	4
7	7	6,3		2,8	4,9
8	5,1	7,2		4,9	2,8
9	7,6	5,6		4,9	6,9
10	7,2	4,8		0,9	0,6

Apêndice D: Análise Estatística da adaptação para ambos lados parafusados.

Fit Y by X Group Oneway Analysis

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
Grupos	9	0.01378608	0.001532	22.9333	<.0001*
Error	90	0.00601138	0.000067		
C. Total	99	0.01979746			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
G1 - Cilindro Calcinavel	10	0.026031	0.00258	0.0209	0.03117
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	10	0.036500	0.00258	0.0314	0.04163
G2 - Cilindro Sobrefundido	10	0.004863	0.00258	-0.0003	0.01000
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)	10	0.010500	0.00258	0.0054	0.01563
G3 - Cilindro Cimentado	10	0.000000	0.00258	-0.0051	0.00513
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)	10	0.000000	0.00258	-0.0051	0.00513
G4 - NEOSHAPE Co-Cr	10	0.000000	0.00258	-0.0051	0.00513
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ceramica)	10	0.002700	0.00258	-0.0024	0.00783
G5 - NEOSHAPE Zr	10	0.014875	0.00258	0.0097	0.02001
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)	10	0.015200	0.00258	0.0101	0.02033

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
G1 - Cilindro Calcinavel	10	0.026031	0.018433	0.00583	0.01285	0.03922
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	10	0.036500	0.009204	0.00291	0.02992	0.04308
G2 - Cilindro Sobrefundido	10	0.004863	0.005380	0.00170	0.00101	0.00871
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)	10	0.010500	0.006621	0.00209	0.00576	0.01524
G3 - Cilindro Cimentado	10	0.000000	0.000000	0.00000	0.00000	0.00000
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)	10	0.000000	0.000000	0.00000	0.00000	0.00000
G4 - NEOSHAPE Co-Cr	10	0.000000	0.000000	0.00000	0.00000	0.00000
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ceramica)	10	0.002700	0.002541	0.00080	0.00088	0.00452
G5 - NEOSHAPE Zr	10	0.014875	0.009834	0.00311	0.00784	0.02191
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)	10	0.015200	0.008217	0.00260	0.00932	0.02108

Connecting Letters Report					Mean
Level					
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	A				0.03650000
G1 - Cilindro Calcinavel	A	B			0.02603125
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)		B	C		0.01520000
G5 - NEOSHAPE Zr		B	C		0.01487500
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)			C	D	0.01050000
G2 - Cilindro Sobrefundido			C	D	0.00486250
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ceramica)				D	0.00270000
G3 - Cilindro Cimentado				D	0.00000000
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)				D	0.00000000
G4 - NEOSHAPE Co-Cr				D	0.00000000

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD
Confidence Quantile

q* Alpha
3.24444 0.05

Abs(Dif)-HSD	G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	G1 - Cilindro Calcinavel	G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)	G5 - NEOSHAPE Zr	G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)	G2 - Cilindro Sobrefundido	G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ceramica)	G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)	G3 - Cilindro Cimentado	G4 - NEOSHAPE Co-Cr
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	-0.01186	-0.00139	-0.00944	0.00977	0.01414	0.01978	0.02194	0.02464	0.02464	0.02464
G1 - Cilindro Calcinavel	-0.00139	-0.01186	-0.00103	-0.00070	0.00367	0.00931	0.01147	0.01417	0.01417	0.01417
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)	0.00944	-0.00103	-0.01186	-0.01153	-0.00716	-0.00152	0.00064	0.00334	0.00334	0.00334
G5 - NEOSHAPE Zr	0.00977	-0.00070	-0.01153	-0.01186	-0.00748	-0.00185	0.00032	0.00302	0.00302	0.00302
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)	0.01414	0.00367	-0.00716	-0.00748	-0.01186	-0.00622	-0.00406	-0.00136	-0.00136	-0.00136
G2 - Cilindro Sobrefundido	0.01978	0.00931	-0.00152	-0.00622	-0.00622	-0.01186	-0.00970	-0.00700	-0.00700	-0.00700
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ceramica)	0.02194	0.01147	0.00064	0.00032	-0.00406	-0.00970	-0.01186	-0.00916	-0.00916	-0.00916
G3 - Cilindro Cimentado	0.02464	0.01417	0.00334	0.00302	-0.00136	-0.00700	-0.00916	-0.01186	-0.01186	-0.01186
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)	0.02464	0.01417	0.00334	0.00302	-0.00136	-0.00700	-0.00916	-0.01186	-0.01186	-0.01186
G4 - NEOSHAPE Co-Cr	0.02464	0.01417	0.00334	0.00302	-0.00136	-0.00700	-0.00916	-0.01186	-0.01186	-0.01186

Apêndice E: Análise Estatística da adaptação para o lado parafusado.

Oneway Analysis of Lado aparafusado By Grupos

Oneway Anova Summary of Fit

Rsquare	0.737694
Adj Rsquare	0.711463
Root Mean Square Error	0.006875
Mean of Response	0.010059
Observations (or Sum Wgts)	100

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
Grupos	9	0.01196189	0.001329	28.1234	<.0001*
Error	90	0.00425336	0.000047		
C. Total	99	0.01621525			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
G1 - Cilindro Calcinavel	10	0.009631	0.00217	0.0053	0.01395
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	10	0.034800	0.00217	0.0305	0.03912
G2 - Cilindro Sobrefundido	10	0.002375	0.00217	-0.0019	0.00669
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)	10	0.011900	0.00217	0.0076	0.01622
G3 - Cilindro Cimentado	10	0.000000	0.00217	-0.0043	0.00432
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)	10	0.000000	0.00217	-0.0043	0.00432
G4 - NEOSHAPE Co-Cr	10	0.000000	0.00217	-0.0043	0.00432
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ceramica)	10	0.003400	0.00217	-0.0009	0.00772
G5 - NEOSHAPE Zr	10	0.017688	0.00217	0.0134	0.02201
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)	10	0.020800	0.00217	0.0165	0.02512

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
G1 - Cilindro Calcinavel	10	0.009631	0.010291	0.00325	0.0023	0.01699
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	10	0.034800	0.008149	0.00258	0.0290	0.04063
G2 - Cilindro Sobrefundido	10	0.002375	0.005393	0.00171	-0.0015	0.00623
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)	10	0.011900	0.008825	0.00279	0.0056	0.01821
G3 - Cilindro Cimentado	10	0.000000	0.000000	0.00000	0.0000	0.00000
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)	10	0.000000	0.000000	0.00000	0.0000	0.00000
G4 - NEOSHAPE Co-Cr	10	0.000000	0.000000	0.00000	0.0000	0.00000
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ceramica)	10	0.003400	0.002914	0.00092	0.0013	0.00548
G5 - NEOSHAPE Zr	10	0.017688	0.010478	0.00331	0.0102	0.02518
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)	10	0.020800	0.008664	0.00274	0.0146	0.02700

Connecting Letters Report

Level							Mean
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	A						0.03480000
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)		B					0.02080000
G5 - NEOSHAPE Zr		B	C				0.01768750
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)		B	C	D			0.01190000
G1 - Cilindro Calcinavel			C	D	E		0.00963125
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ceramica)				D	E		0.00340000
G2 - Cilindro Sobrefundido				D	E		0.00237500
G3 - Cilindro Cimentado					E		0.00000000
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)					E		0.00000000
G4 - NEOSHAPE Co-Cr					E		0.00000000

Levels not connected by same letter are significantly different.

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

Confidence Quantile

q*	Alpha
3.24444	0.05

Abs(Dif)-HSD	G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)	G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)	G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)	G1 - Cilindro Calcinavel	G4 - NEOSHAPE Co- Cr (Apos ceramica)	G2 - Cilindro Sobrefundido	G3 - Cilindro Cimentado
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	-0.00997	0.00403	0.00714	0.01293	0.01519	0.02143	0.02245	0.02483
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)	0.00403	-0.00997	-0.00686	-0.00107	0.00119	0.00743	0.00845	0.01083
G5 - NEOSHAPE Zr	0.00714	-0.00686	-0.00997	-0.00419	-0.00192	0.00431	0.00534	0.00771
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)	0.01293	-0.00107	-0.00419	-0.00997	-0.00771	-0.00147	-0.00045	0.00193
G1 - Cilindro Calcinavel	0.01519	0.00119	-0.00192	-0.00771	-0.00997	-0.00374	-0.00272	-0.00034
G4 - NEOSHAPE Co- Cr (Apos ceramica)	0.02143	0.00743	0.00431	-0.00147	-0.00374	-0.00997	-0.00895	-0.00657
G2 - Cilindro Sobrefundido	0.02245	0.00845	0.00534	-0.00045	-0.00272	-0.00895	-0.00997	-0.00760
G3 - Cilindro Cimentado	0.02483	0.01083	0.00771	0.00193	-0.00034	-0.00657	-0.00760	-0.00997
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)	0.02483	0.01083	0.00771	0.00193	-0.00034	-0.00657	-0.00760	-0.00997
G4 - NEOSHAPE Co- Cr	0.02483	0.01083	0.00771	0.00193	-0.00034	-0.00657	-0.00760	-0.00997

Apêndice F: Análise estatística da adaptação para o lado desparafusado.

Oneway Analysis of Lado oposto By Grupos

Oneway Anova Summary of Fit

Rsquare	0.725565
Adj Rsquare	0.698121
Root Mean Square Error	0.029092
Mean of Response	0.051516
Observations (or Sum Wgts)	100

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
Grupos	9	0.20138211	0.022376	26.4385	<.0001*
Error	90	0.07617007	0.000846		
C. Total	99	0.27755217			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
G1 - Cilindro Calcinavel	10	0.124225	0.00920	0.1059	0.14250
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	10	0.129800	0.00920	0.1115	0.14808
G2 - Cilindro Sobrefundido	10	0.064788	0.00920	0.0465	0.08306
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)	10	0.080600	0.00920	0.0623	0.09888
G3 - Cilindro Cimentado	10	0.012338	0.00920	-0.0059	0.03061
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)	10	0.002100	0.00920	-0.0162	0.02038
G4 - NEOSHAPE Co-Cr	10	0.003538	0.00920	-0.0147	0.02181
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ceramica)	10	0.017600	0.00920	-0.0007	0.03588
G5 - NEOSHAPE Zr	10	0.037769	0.00920	0.0195	0.05605
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)	10	0.042400	0.00920	0.0241	0.06068

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
G1 - Cilindro Calcinavel	10	0.124225	0.037023	0.01171	0.0977	0.15071
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	10	0.129800	0.037650	0.01191	0.1029	0.15673
G2 - Cilindro Sobrefundido	10	0.064788	0.046690	0.01476	0.0314	0.09819
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)	10	0.080600	0.046419	0.01468	0.0474	0.11381
G3 - Cilindro Cimentado	10	0.012338	0.016739	0.00529	0.00036	0.02431
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)	10	0.002100	0.002998	0.00095	-4.5e-5	0.00424
G4 - NEOSHAPE Co-Cr	10	0.003538	0.005290	0.00167	-0.0002	0.00732
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ceramica)	10	0.017600	0.007763	0.00245	0.0120	0.02315
G5 - NEOSHAPE Zr	10	0.037769	0.024736	0.00782	0.0201	0.05546
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)	10	0.042400	0.018739	0.00593	0.0290	0.05581

Connecting Letters Report

Level					Mean
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	A				0.12980000
G1 - Cilindro Calcinavel	A				0.12422500
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)		B			0.08060000
G2 - Cilindro Sobrefundido		B	C		0.06478750
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)		B	C	D	0.04240000
G5 - NEOSHAPE Zr			C	D	0.03776875
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ceramica)				D	0.01760000
G3 - Cilindro Cimentado				D	0.01233750
G4 - NEOSHAPE Co-Cr				D	0.00353750
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)				D	0.00210000

Levels not connected by same letter are significantly different.

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

Confidence Quantile

q^*
3.24444

Alpha
0.05

LSD Threshold Matrix

Abs(Diff)-HSD	G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	G1 - Cilindro Calcinavel	G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)	G2 - Cilindro Sobrefundido	G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)	G5 - NEOSHAPE Zr	G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ceramica)	G3 - Cilindro Cimentado	G4 - NEOSHAPE Co-Cr	G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ceramica)	-0.04221	-0.03664	0.00699	0.02280	0.04519	0.04982	0.06999	0.07525	0.08405	0.08549
G1 - Cilindro Calcinavel		-0.04221	0.00141	0.01723	0.03961	0.04425	0.06441	0.06968	0.07848	0.07991
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ceramica)			-0.04221	-0.02640	-0.00401	0.00062	0.02079	0.02605	0.03485	0.03629
G2 - Cilindro Sobrefundido			-0.02640	-0.04221	-0.01982	-0.01519	0.00498	0.01024	0.01904	0.02048
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ceramica)			-0.00401	-0.01982	-0.04221	-0.03758	-0.01741	-0.01215	-0.00335	-0.00191
G5 - NEOSHAPE Zr				-0.01519	-0.03758	-0.04221	-0.02204	-0.01678	-0.00798	-0.00654
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ceramica)				0.00498	-0.01741	-0.02204	-0.04221	-0.03695	-0.02815	-0.02871
G3 - Cilindro Cimentado				0.01024	-0.01215	-0.01678	-0.03695	-0.04221	-0.03341	-0.03197
G4 - NEOSHAPE Co-Cr				0.01904	-0.00335	-0.00798	-0.02815	-0.03341	-0.04221	-0.04077
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ceramica)				0.02048	-0.00191	-0.00654	-0.02871	-0.03197	-0.04077	-0.04221

Apêndice F: Análise estatística da adaptação para o lado desparafusado.

Oneway Analysis of Torque By Groups

Oneway Anova Summary of Fit

Rsquare	0.663905
Adj Rsquare	0.630295
Root Mean Square Error	1.21018
Mean of Response	5.3693
Observations (or Sum Wgts)	100

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
Grupos	9	260.36734	28.9297	19.7535	<.0001*
Error	90	131.80831	1.4645		
C. Total	99	392.17565			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
G1 - Cilindro Calcinavel	10	5.80000	0.38269	5.0397	6.5603
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ciclagem)	10	4.11000	0.38269	3.3497	4.8703
G2 - Cilindro Sobrefundido	10	6.30500	0.38269	5.5447	7.0653
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ciclagem)	10	3.32800	0.38269	2.5677	4.0883
G3 - Cilindro Cimentado	10	5.63000	0.38269	4.8697	6.3903
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ciclagem)	10	3.30500	0.38269	2.5447	4.0653
G4 - NEOSHAPE Co-Cr	10	7.24000	0.38269	6.4797	8.0003
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ciclagem)	10	3.44000	0.38269	2.6797	4.2003
G5 - NEOSHAPE Zr	10	7.75000	0.38269	6.9897	8.5103
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ciclagem)	10	6.78500	0.38269	6.0247	7.5453

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
G1 - Cilindro Calcinavel	10	5.80000	1.23491	0.39051	4.9166	6.6834
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ciclagem)	10	4.11000	1.16567	0.36862	3.2761	4.9439
G2 - Cilindro Sobrefundido	10	6.30500	1.00401	0.31749	5.5868	7.0232
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ciclagem)	10	3.32800	0.87500	0.27670	2.7021	3.9539
G3 - Cilindro Cimentado	10	5.63000	1.05283	0.33293	4.8769	6.3831
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ciclagem)	10	3.30500	1.46144	0.46215	2.2595	4.3505
G4 - NEOSHAPE Co-Cr	10	7.24000	1.05772	0.33448	6.4834	7.9966
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ciclagem)	10	3.44000	1.62887	0.51509	2.2748	4.6052
G5 - NEOSHAPE Zr	10	7.75000	1.25277	0.39616	6.8538	8.6462
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ciclagem)	10	6.78500	1.18417	0.37447	5.9379	7.6321

Connecting Letters Report

Level					Mean
G5 - NEOSHAPE Zr	A				7.7500000
G4 - NEOSHAPE Co-Cr	A	B			7.2400000
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ciclagem)	A	B			6.7850000
G2 - Cilindro Sobrefundido	A	B			6.3050000
G1 - Cilindro Calcinavel		B	C		5.8000000
G3 - Cilindro Cimentado		B	C		5.6300000
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ciclagem)			C	D	4.1100000
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ciclagem)				D	3.4400000
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ciclagem)				D	3.3280000
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ciclagem)				D	3.3050000

Levels not connected by same letter are significantly different.

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

Confidence Quantile

q*
3.24444Alpha
0.05

LSD Threshold Matrix

Abs(Diff)-HSD	G5 - NEOSHAPE Zr	G4 - NEOSHAPE Co-Cr	G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ciclagem)	G2 - Cilindro Sobrefundido	G1 - Cilindro Calcinavel	G3 - Cilindro Cimentado	G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ciclagem)	G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ciclagem)	G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ciclagem)	G3 - Cilindro Cimentado (Apos ciclagem)
G5 - NEOSHAPE Zr	-1.7559	-1.2459	-0.7909	-0.3109	0.1941	0.3641	1.8841	2.5541	2.6661	2.6891
G4 - NEOSHAPE Co-Cr	-1.2459	-1.7559	-1.3009	-0.8209	-0.3159	-0.1459	1.3741	2.0441	2.1561	2.1791
G5 - NEOSHAPE Zr (Apos ciclagem)	-0.7909	-1.3009	-1.7559	-1.2759	-0.7709	-0.6009	0.9191	1.5891	1.7011	1.7241
G2 - Cilindro Sobrefundido	-0.3109	-0.8209	-1.2759	-1.7559	-1.2509	-1.0809	0.4391	1.1091	1.2211	1.2441
G1 - Cilindro Calcinavel	0.1941	-0.3159	-0.7709	-1.2509	-1.7559	-1.5859	-0.0659	0.6041	0.7161	0.7391
G3 - Cilindro Cimentado	0.3641	-0.1459	-0.6009	-1.0809	-1.5859	-1.7559	-0.2359	0.4341	0.5461	0.5691
G1 - Cilindro Calcinavel (Apos ciclagem)	1.8841	1.3741	0.9191	0.4391	-0.0659	-0.2359	-1.7559	-1.0859	-0.9739	-0.9509
G4 - NEOSHAPE Co-Cr (Apos ciclagem)	2.5541	2.0441	1.5891	1.1091	0.6041	0.4341	-1.0859	-1.7559	-1.6439	-1.6209
G2 - Cilindro Sobrefundido (Apos ciclagem)	2.6661	2.1561	1.7011	1.2211	0.7161	0.5461	-0.9739	-1.6439	-1.7559	-1.7329
G3 - Cilindro Cimentado (Apos ciclagem)	2.6891	2.1791	1.7241	1.2441	0.7391	0.5691	-0.9509	-1.6209	-1.7329	-1.7559

Positive values show pairs of means that are significantly different.