

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Rafael Kossatz Menezes Alves

Análise da rugosidade da plataforma de implantes e de componentes protéticos usinados em zircônia ou em titânio por diferentes sistemas, antes e após aplicação de cargas cíclicas.

CURITIBA

2014

Rafael Kossatz Menezes Alves

Análise da rugosidade da plataforma de implantes e de componentes protéticos usinados em zircônia ou em titânio por diferentes sistemas, antes e após aplicação de cargas cíclicas.

Dissertação apresentada ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr.Sérgio Rocha Bernardes

CURITIBA

2014

Alves, Rafael Kossatz Menezes.

A474A Análise da rugosidade da plataforma de implantes e de componentes protéticos usinados em zircônia ou em titânio por diferentes sistemas, antes e após aplicação de cargas cíclicas. Curitiba, 2014.
79f. : il. ; 31cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2014
Orientador: Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes.

Bibliografia

1. Zircônia. 2. Prótese Dentária. 3. Implantes Dentários. I. Título.

Rafael Kossatz Menezes Alves

Análise da rugosidade da plataforma de implantes e de componentes protéticos usinados em zircônia ou em titânio por diferentes sistemas, antes e após aplicação de cargas cíclicas.

Presidente da banca (Orientador): Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Geninho Thomé

Prof. Dr. Ulisses Coelho

Aprovada em: 08/07/2014

Dedicatória

Dedico este trabalho primeiramente ao meu pai, que sempre me ajuda e serve de exemplo nesta profissão e na vida.

À minha mãe que sempre me apoiou e me educou dando as orientações exatas para tomar as decisões certas.

Minha namorada sempre me dando força e amor para que eu conseguisse terminar esta fase da minha vida.

Aos meus amigos que fiz no curso e me ajudaram, principalmente ao meu trio Dr. Paulo Eduardo Herbst e Dr. Eduardo Bortolas Carvalho.

Agradecimentos

Ao professor Dr. Sergio Bernardes pela orientação e sugestões apresentadas na execução deste trabalho.

Ao professor Dr. Edson Durval Menezes Alves muito obrigado por sempre me incentivar e servir de exemplo na busca dos meus ideais.

Ao Departamento de Engenharia da empresa Neodent pela ajuda indispensável na realização de deste trabalho.

Ao auxílio da Professora Dra. Regina Guenka Palma Dibb que junto a Fapesp, processo nº 2011/12901-7, em Ribeirão Preto possibilitaram a utilização do Laser confocal.

Ao Professor Dr. Ricardo Faria pela disponibilidade da máquina de simulação de mastigação desenvolvida no Departamento de Materiais Dentários e Prótese (Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP – Ribeirão Preto, Brasil).

Ao atencioso empenho da professora Dra. Adriana Claudia Lapria Faria e aos funcionários da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP – Ribeirão Preto, Brasil.

Ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, seus docentes e funcionários.

A todos aqueles que direta ou indiretamente possibilitaram a realização deste trabalho.

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução.....	11
2. Revisão de Literatura	14
3. Proposição.....	26
4. Materiais e Métodos.....	27
5. Artigo Cientifico	33
6. Referências	53
7. Âpendice.....	58
8. Anexos.....	78

Lista de Figuras

Figura 1 - Cilindros de Poliacetil	27
Figura 2 - Laser cofocal lex.....	28
Figura 3 - Aresta posicionada no meio do localizador do Laser cofocal.....	29
Figura 4 - Indicação das arestas dos implantes e dos componentes.....	29
Figura 5 - Cilindros de poliacetil com os implantes e componentes instalados.....	30
Figura 6 - Máquina de ensaios de simulação de mastigação.....	31

Listas de Tabelas

Tabela 1- Tempo e temperatura de sinterização das zircônias dos grupos G2 e G3.....	28
Tabela 2- Implante G1.....	58
Tabela 3- Componente G1.....	59
Tabela 4-Implante G2.....	60
Tabela 5- ComponenteG2.....	61
Tabela 6-Implante G3.....	62
Tabela 7- Componente G3.....	63

Lista de Gráficos

Gráfico 1- Implantes antes e após carga.....	43
Gráfico 2- Componentes antes e após carga.....	44

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

CAD/CAM - Computer - Aided Design and Computer Aided Manufacturing;

G1 - componentes de titânio fresados no sistema Neoshape;

G2 - componentes usinadas em zircônia ZirkonZahn ;

G3 - componentes usinados em zircônia Neoshape;

Ti - Titânio Neodent;

Z - Zircônia Zirkonzahn;

N - Zircônia Neodent;

a - antes da aplicação da carga;

d - depois da aplicação da carga.

Resumo

O objetivo desta dissertação é avaliar e comparar a rugosidade das plataformas de implantes antes e após carga cíclica relacionados a diferentes tipos de componentes parafusados. Foram constituídos 3 grupos com 10 coroas segundo o método de obtenção: (G1) munhão personalizável em titânio; (G2) Zircônia ZirkonZahn; Zircônia Neoshape (G3). Os corpos-de-prova foram colocados em posição em um modelo mestre contendo um implante hexagonal externo (n=30) e serão instaladas com torque de 32 N.cm. Levados para análise em um rugosímetro antes do ensaio de carga cíclica para se mensurar as falhas e as rugosidades da plataforma dos implantes e dos componentes protéticos. Os corpos-de-prova foram então posicionados em uma máquina de simulação de mastigação desenvolvida no Departamento de Materiais Dentários e Prótese (Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP – Ribeirão Preto, Brasil) por um período de 83,3 horas, totalizando 300.000 ciclos para cada amostra, o que correspondeu a aproximadamente 1 ano de função mastigatória normal. Foram levados após carga ao rugosímetro para analisar novamente as rugosidades e a integridade da plataforma dos implantes. Os resultados foram tabulados e levados para análise estatística pelo programa GraphPad InStat para ser feita a estatística com os testes ANOVA, KusKall Wallis com comparação múltipla de Dunn, Turkey-Kramer, T pareado e Wilcoxon. Demonstraram diferença entre os implantes antes e após a aplicação de carga para os diferentes grupos, um aumento da rugosidade da plataforma dos implantes foi observado. De 0,88 para 1,19 μ m no G3 e de 0,95 μ m passou para 1,01 μ m no G2 ($p < 0,05$). Os componentes protéticos em zircônia causaram alteração na rugosidade dos implantes hexágono externo. Os implantes não possuíam diferença estatística com relação a rugosidade da plataforma antes da carga, porém após aplicação de carga cíclica obtivemos diferenças, sendo que o grupo G3 apresentou maior rugosidade o implante. Não foi encontrada diferença estatística entre os componentes antes e depois da aplicação de carga.

Palavras-chave: Zircônia; Prótese Dentária; Implantes Dentários.

Abstract

The objective of this dissertation is to evaluate and compare the roughness of the implant platforms before and after cyclic loading related to different types of bolted components. 3 groups of 10 crowns were made according to the method of obtaining: (G1) trunnion customizable titanium; (G2) Zirconia ZIRKONZAHN; Neoshape zirconia (G3). The bodies of the specimen were placed in position on a master model containing an implant external hexagon (n = 30) and will be installed with a torque of 32 N.cm. Taken for analysis on a profilometer before cyclic load testing to measure the faults and roughness of implants and prosthetic components of the platform. The bodies-specimens were then placed in a machine simulation chewing developed in the Department of Dental Materials and Prosthodontics (Faculty of Dentistry of Ribeirão Preto - USP - Ribeirão Preto, Brazil) for a period of 83.3 hours, totaling 300,000 cycles for each sample, which corresponded to about 1 year of normal masticatory function. Were taken after the load to analyze the roughness profilometer and integrity of the implant platform again. The results were tabulated and taken to statistical analysis by GraphPad InStat statistical program with ANOVA, KusKall Wallis test with Dunn multiple comparison, Turkey-Kramer, paired t and Wilcoxon to be made. Demonstrated differences between the implants before and after application of load to the different groups, an increase of the roughness of the implants of the platform was observed. 0.88 for 1,19 μ m in G3 and 0,95 μ m went to 1,01 μ m in G2 (p <0.05). The zirconia prosthetic components caused alterations in the roughness of external hex implants. The implants had no statistical difference in the roughness of the platform before loading, but after application of cyclic loading obtained differences, and the G3 group showed greater roughness implant. No statistical difference between componentes before and after the application of load was found.

Keywords: Zirconia, Dental Prosthesis, Dental Implants.

1. Introdução

A perda de elementos dentais pode levar a consequências indesejáveis para a saúde do complexo estomatognático, o que pode gerar problemas como desequilíbrios funcionais, estéticos e de ordem psico-social. A busca por alternativas para reabilitar os dentes ausentes na cavidade oral, pela substituição por análogos artificiais, é histórica e se tornou um grande desafio na área de saúde bucal, fato que acabou por impulsionar o desenvolvimento e aprimoramento de técnicas e procedimentos restauradores (ADELL et al.,1981).

Em casos de ausência de tecido mole em áreas periimplantares, torna-se necessário confeccionar a prótese na opção de uso direto. Para essa indicação, surgiu o pilar UCLA para a confecção de próteses unitárias parafusadas diretamente nos implantes (LEWIS et al.,1988). O uso desse tipo de pilar, apesar de apresentar a vantagem de permitir a confecção da prótese sem pilar intermediário, apresenta a desvantagem de obrigar a união direta da prótese ao implante (BINON, 1996b; TAYLOR & AGAR 2002), o que pode levar a mais problemas biomecânicos. Relacionados a dificuldade de obtenção dos hexágonos nas estruturas pela moldagem são relatados (ALONSO et al., 2008; VIGOLO et al., 2008).

Diversos estudos têm demonstrado uma relação direta entre a desadaptação do hexágono e a sua junção com o parafuso, com a liberdade rotacional dos pilares, fator este de grande relevância para a estabilidade dos pilares. Comparações entre pilares pré-fabricados em titânio e pilares cerâmicos CAD/CAM não demonstraram diferença com relação a liberdade rotacional em seus resultados, ambos tiveram valores próximos a 3 graus, valor este inferior ao de 5 graus tido como máximo permitido pelas empresas

(VIGOLO et al., 2006). A desadaptação vertical ou horizontal implica em cargas extras aos diferentes componentes, para o implante e até mesmo ao tecido ósseo podendo causar perda da retenção da prótese, fratura de pilar, microfraturas ósseas, perda de crista óssea e falhas na osteointegração(GOMES & MONTERO 2011).

Embora as ligas metálicas sejam tradicionalmente empregado na Odontologia, sua aplicabilidade torna-se restrita por comprometer a estética muco-gengival devido à ausência de translucidez (YILDIRIM et al., 2003), fato que levou ao desenvolvimento de pilares cerâmicos a partir de cerâmicas reforçadas por alumina ou por zircônia (GARINE et al., 2007). No caso da zircônia, esta passa a ser conhecida como zircônia parcialmente estabilizada (PSZ) (SOUZA, 2007) e apresenta substancial melhora em sua resistência (YILDRIM et al., 2003). A zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria (Y-TZP) apresenta excelente resistência mecânica e tenacidade à fratura, resistência ao desgaste além de ser biocompatível (SOUZA, 2007), o que favorece seu uso na área biomédica, como Ortopedia e na Odontologia (WENZ et al., 2008).

A união estabelecida entre o pilar protético e o implante é uma interação dinâmica e tridimensional, com altura e largura variáveis capazes de determinar a estabilidade desse relacionamento (CIBIRKA et al., 2001). A desadaptação vertical entre os componentes resulta na formação de fendas na interface pilar-implante passíveis de serem colonizadas por bactérias, fato este prejudicial à saúde dos tecidos peri-implantares (GROSS et al., 1999). De acordo com Jansen et al. (1997), foi observada invasão microbiana em diferentes sistemas de implantes, até mesmo em uma fenda marginal de 10µm, valor este considerado como a máxima desadaptação aceitável entre os componentes (BRÅNEMARK, ZARB & ALBREKTSSON, 1987).

Sendo assim, é preciso que os fabricantes e os clínicos busquem alternativas para

minimizar a formação de fendas na interface pilar-implante (JANSEN, CONRADS & RICHTER 1997; KOKE et al., 2004) por serem uma condição multifatorial dependente da precisão do assentamento entre o pilar e o implante, do grau de micromovimentação entre os componentes e da força de torque utilizada para conectá-los (STEINEBRUNNER et al., 2005). Além disso, o processo de fundição envolvido com a obtenção dos pilares metálicos (WANG & BOYLE, 1993; SARTORI et al., 2004; IGLESIA-PUIG, 2005) e a aplicação do material de revestimento (FONSECA et al., 2003; VIGOLO et al., 2000) podem ser fatores adicionais para a modificação da adaptação entre os componentes, capazes de influenciar a estabilidade da junção parafusada.

Uma proposta para a utilização da zircônia como material para confecção de pilares para implantes é a associação do material cerâmico ao titânio (ANDERSON et al., 2003; BEUER et al., 2008), ou seja, a interface entre o pilar e o implante é metálica. O objetivo desta interface metálica é agregar a vantagem estética da cerâmica à resistência do metal.

Frente a essa realidade, seria importante avaliar a interface que ocorre entre implantes de hexágono externo e coroas obtidas diretamente aos mesmos em diferentes materiais (zircônia, titânio) usinados por distintos processos de fabricação a fim de verificar possíveis efeitos que as mesmas poderiam provocar no hexágono dos implantes após simulação de uso clínico por 1 ano *in vitro*.

2. Revisão de Literatura

Binon, em 1995, realizou um estudo onde avaliou a precisão e a regularidade de usinagem de 13 diferentes tipos de sistemas de implantes todos de hexágono externo e avaliou a liberdade rotacional entre o componente protético anti-rotacional e o hexágono do implante. As medidas foram realizadas em cinco implantes de cada sistema por meio do micrômetro digital e com um microscópio com precisão de 1 micrometro. As mensurações foram realizadas nos seguintes locais: diâmetro do implante, diâmetro da parte superior implante a cabeça, largura e altura do hexágono do implante entre os lados dos implantes e de seus análogos. Os três pares das medidas de lado a lado dos hexágonos foram medidos e a média foi obtida. O maior e menor valor da medida entre os hexágonos dos implantes de lado a lado dos implantes avaliados foram de 2,657 mm para IMTEC e 2,760 mm para o SwedeVent. A mensuração da liberdade rotacional entre o hexágono do implante e a parte interna do componente protético foi realizada em graus, as mensurações foram realizadas em cinco sistemas de implantes com seus componentes protéticos em combinação com o fabricante e não combinando. Os menores valores encontrados entre os componentes protéticos o implante do mesmo fabricante foram 3i e Xmark com 4° e 4,6° de rotação, e os maiores valores encontrados foram NP e ISS com 6,7° de rotação. Quando foram combinadas as empresas, o menor valor obtido foi para o componente protético IMP com implante Nobelpharma com 3,5° de rotação. Nas próximas combinações foram usados implante NP e pilar 3i com 4,9°, implante 3i e pilar IMP com 4,3°, implante ISS e pilar IMP com 4,2°. Nas outras combinações todas excederam o 5°, e com o maior valor da liberdade rotacional ficou o implante STR e o componente OTC com 10,1° de rotação. Foi também avaliado outro dois tipos de junção hexágono interno quanto a liberdade rotacional. O Implante ScrewVent que apresentou uma liberdade rotacional de 1,4° e o

implante Omniloc que apresentou uma rotação de $7,5^\circ$. Segundo o autor ele considera que de houver a diminuição ou total eliminação da interfase entre o componente protético e o hexágono do implante o potencial para movimentação rotacional irá resultar em uma junção parafusada mais previsível e estável, e que a liberdade rotacional quando menor que 5° e considerada desejável para que ocorra uma boa interface entre o hexágono do implante e o componente protético principalmente em prótese unitárias.

Binon, em 1996a, realizou um estudo com três sistemas de implantes de hexágono externo para avaliar a tolerância de usinagem e o ajuste do componente protético com o implante. Todos os implantes do presente estudo estavam no mercado recentemente ou haviam recebidos melhoras com o propósito de ter as menores tolerâncias para melhorar a interface entre o componente protético e o implante. Dez implantes e análogos das empresas Stero-Oss, Lifecore e Calcitek foram mensurados o diâmetro da plataforma e o diâmetro dos hexágonos externos. Nos valores obtidos a diferença entre o menor valor e o maior de cada mensuração foi utilizada como indicador de tolerância de usinagem. A avaliação da liberdade rotacional foi realizada para os diferentes tipos dos componentes protéticos de cada sistema de implantes. As medidas dos hexágonos dos implantes avaliados variaram de 2,685 mm a 2,700 mm. Segundo o autor baseado em desajuste rotacional e em dados de carga cíclica, uma media entre os lados do hexágono variando em menos que 0,005 mm no mesmo hexágono e uma media entre os lados dos hexágonos em menos que 0,015 mm para todas as amostras resulta em uma interface implante/componente parafusada mais estável. As melhorias conseguidas pelos sistemas para os três grupos estudados resultou em uma redução significativa da liberdade rotacional. O sistema de implantes Lifecore com os três tipos de pilares apresentou melhor resultado com a liberdade rotacional entre $1,6^\circ$ e $2,2^\circ$, Steri-Oss apresentou resultados entre $2,4^\circ$ e $2,6^\circ$ e os

sistemas de implantes Calcitek ficou entre 3,5° e 5,2°.

Hecker, Ecker e Choi, em 2006, avaliaram as mudanças na adaptação do pilar protético após receberem cargas cíclicas com um cilindro de ouro em relação a um pilar protético novo. Quinze estruturas implanto-suportadas foram confeccionadas em técnicas de fundição convencional e foram carregadas ciclicamente em 3 diferentes condições de carga: região anterior, de forma unilateral em *cantilever* posterior e bilateralmente em *cantilever* posterior. A carga cíclica aplicada a cada estrutura foi de 200 N com 200.000 ciclos. Os pilares e estruturas foram devolvidos aos moldes definitivos para as medições. Foram feitas medidas lineares de distância entre o cilindro protético e o pilar implante-suportado em 4 pontos de referência pré-determinados. Os componentes que receberam a carga foram substituídos por pilares novos, e as lacunas foram medidas nos mesmos pontos de referência. Foram realizadas 60 medições e somente em dois pontos houve uma diferença significativa e os dois pontos em cargas anteriores. Os autores concluíram que, embora pequenas alterações tenham sido observadas, os dados não conseguiram demonstrar significativa diferença entre os espaços na interface dos pilares ciclados para os novos.

Vigolo et al., em 2006, realizaram um estudo para determinar a precisão na interface entre implante e componentes de titânio, zircônia e de alumina Procera com uma conexão hexagonal para elementos unitários. Vinte componentes Procera foram produzidos em cada grupo (titânio comercialmente puro, zircônia e alumina) tendo sido desenhados por computador e fabricados por fresagem (CAD / CAM). A liberdade rotacional dos componentes foi avaliada para detectar a precisão de encaixe de cada componente no topo do hexágono externo do implante, por meio de um aparelho semelhante ao descrito por Binon em 1995. Para o titânio foi encontrado o valor médio de $120,7 \pm 1,45$ min, para a

zircônia $121,5 \pm 1,32$ min e para a alumina $123,8 \pm 1,70$ min. O grupo de titânio e o grupo da zirconia não diferiram significativamente, mas ambos demonstraram significativamente menores liberdades rotacionais do que o grupo de alumina. A liberdade rotacional foi inferior a 3 graus para todos os componentes protéticos.

Garine et al., em 2007, idealizaram um estudo com os objetivos de verificar primeiramente as dimensões do hexágono do implante e do pilar, dimensionar o desajuste rotacional e correlacionar o gap formado por 5 pilares com combinações de 2 implantes de fabricantes diferentes. Vinte implantes de hexágono externo novos (n=10 para Nobel Biocare, n=10 para Biomet/3i) e 50 pilares novos (n=10 para Procera Zirconia, Procera Alumina, Abutment Esthetic cerâmica, ZiReal, e GingiHue pós ZR) foram combinados. Foi usado um microscópio eletrônico de varredura para fotografar a superfície dos implantes e dos pilares antes e depois das medições do desajuste rotacional. A diferença dimensional foi gravada por um codificador óptico de precisão, sendo rodado no sentido horário e anti-horário. O exame de microscopia eletrônica de varredura mostrou que a união de componentes de metal (ambos os grupos de implantes e componentes ZiReal e ZeroRot) tinham cantos bem definidos, enquanto todos de cerâmica mostrou ângulos menos definidos com relativo arredondamento ou achatamento da área de canto. Todos os grupos foram significativamente diferentes no que diz respeito ao desajuste rotacional, exceto o ProZir e Abutment Esthetic. O pilar ZeroRot mostrou menor desajuste rotacional, porém foi maior de 1 grau. A presença de um colar de metal no pilar ZiReal melhorou o desajuste rotacional quando comparado aos pilares de cerâmica pura Procera e Abutment Esthetic. Não houve correlação entre a abertura entre os hexágonos do pilar e implantes e o desajuste rotacional.

Kano et al., em 2007, realizaram um estudo *in vitro* dos procedimentos de

fundição em de pilares fundidos quando comparado com pilares usinados de titânio. Quarenta e oito implantes hexágono externo (Conexão Sistema de Protese, São Paulo, Brasil) foram pareados com 48 pilares com hexágono interno (Conexão Sistema de Prótese) e colocados em 4 grupos de 12 amostras de cada: (1) pilares usinados de titânio, (2) cilindro em paládio para fundição em paládio, (3) cilindro calcinável fundido em níquel-cromo (NiCr) e (4) cilindro calcinável fundido em cobalto-cromo (CoCr). O desajuste rotacional foi medido usando uma tabela de calibragem previamente descrito por Binon e registadas em graus. Foi usado um micrometro para aplicar uma pressão lateral para rodar o pilar e o braço transferidor. As medições foram registrados por um investigador que desconhecia a amostra a ser testada (estudo cego). O desajuste rotacional significativo foi visto nos componentes CoCr quando comparado com componentes de titânio usinadas. O grupo 1 apresentou média de $1,21 \pm 0,57$ graus, o grupo 2 apresentou $1,77 \pm 1,30$ graus, o grupo 3 apresentou $1,98 \pm 0,72$ graus e o 4 apresentou $2,79 \pm 1,13$ graus. As imperfeições não afetaram o desajuste rotacional dos cilindros em paládio para fundição em paládio e do cilindro calcinável fundido em NiCr quando comparado com pilares usinados de titânio. Os componentes 2 e 3 atingem a estabilidade ideal de rotação com parafuso comum, o que não foi observado com o grupo 4. Todos os cilindros demonstraram maior desajuste rotacional comparados com pilares usinados de titânio, no entanto, os resultados obtidos neste estudo mostraram que a estabilidade rotacional obtida com cilindro calcinável fundido em níquel-cromo foi equivalente ao obtido com componentes usinados.

Alonso et al., em 2008, avaliaram o desajuste marginal vertical em próteses implanto-suportadas com infra-estruturas metálicas. Foram confeccionadas 10 infra-estruturas em liga de cobalto-cromo (Co-Cr), o que simula uma prótese fixa de três

elementos sobre dois implantes, com o auxílio de uma matriz metálica. Cinco infra-estruturas foram confeccionadas com cilindros pré-usinados. Outras cinco foram confeccionadas com cilindros calcináveis. Todas as infra-estruturas foram fundidas pela técnica de indução e soldadas a laser. As leituras do desajuste marginal foram realizadas por de microscopia eletrônica de varredura, utilizando a técnica do parafuso único, totalizando 25 medições em cada cilindro. Para os cilindros pré-usinados houve uma média de $23,51 \pm 9,62 \mu\text{m}$ sem o parafuso e $8,53 \pm 6,50 \mu\text{m}$ com parafuso. Para os cilindros calcináveis houve uma média de $30,16 \pm 10,31 \mu\text{m}$ sem parafuso e $11,81 \pm 4,27 \mu\text{m}$ com parafuso. Não houve diferença estatística no grau de desajuste marginal entre os grupos testados. Apenas houve diferença quando comparados os cilindros com e sem parafuso. Foi concluído que não há diferença de adaptação marginal entre as infraestruturas fundidas em Co-Cr com cilindros calcináveis e pré-usinados sem componente anti-rotacional, utilizando fundição por indução, soldagem a laser e teste do parafuso único.

Vigolo et al., em 2008, realizaram um pesquisa para avaliar a precisão na adaptação rotacional do implante com um componente UCLA de ouro usinado ou de titânio desenhado e assistido por computador e fabricado (CAD/CAM), tanto em implantes de junção do tipo hexágono externo (HE) ou interno (HI). Foram analisados quinze pilares em cada grupo (pilares UCLAS de ouro pré-usinadas adaptadas a implantes HE, UCLAS de ouro pre-usinado com implantes HI, CAD/CAM em titânio em implantes HE e HI). No primeiro grupo encontraram interfaces medias de $60,33 \pm 1,28'$, no segundo $61,00 \pm 1,13'$, no terceiro $60,20 \pm 1,42'$, no quarto $60,06 \pm 1,49'$. O estudo demonstrou a presença, para ambos os tipos de componentes, de 1 grau de rotação entre o implante e o pilar, tanto para implantes HE como HI.

Yüzügüllü e Avci, em 2008, avaliaram a interface implante-componente protético

após a carga dinâmica usando componentes de titânio, alumina, e de zircônia. Foram usados 15 implantes de 3,75 X 13 com plataforma regular unidos aos componentes, divididos em dois grupos teste (com 5 de óxido de alumínio e 5 de óxido de zircônia) e um controle (com 5 de titânio). Uma carga dinâmica entre 20 e 200 N foi aplicada com 47,250 (45 dias) ciclos. Os resultados antes da ciclagem para a alumina foi uma média de $3,15 \pm 0,67 \mu\text{m}$, para a zircônia $2,52 \pm 0,48 \mu\text{m}$, para o titânio $3,19 \pm 0,59 \mu\text{m}$. Após a ciclagem a média para a alumina $2,49 \pm 0,64 \mu\text{m}$, para a zircônia $1,85 \pm 0,54 \mu\text{m}$ e para o titânio $3,02 \pm 1,10 \mu\text{m}$. Antes e após a ciclagem não houve significativa diferença entre os grupos de componentes, somente um *gap* pouco maior na região palatina no grupo controle após a ciclagem. Os autores não encontraram nenhuma diferença entre a interface de componentes dos grupos teste.

Baixe et al., em 2010, realizaram um estudo *in vitro* do *micro-gap* entre diferentes componentes de zirconia e implantes de titânio. Quatro combinações foram testadas, implante NobelReplace Tapered Groovy com componente protético Procera Esthetic, Brånemark System (Nb), implante Straumann standard RN com RN synOcta 1.5 associado com o componente de zirconia CARES (Ca), Implante Ankylos Plus e componente Cercon Balance Anterior (Ba), Implante com fixação OsseoSpeed e componente ZirDesign (Zd) cada uma com o seu torque de adaptação componente/implante adequado. Os implantes foram seccionados no seu longo eixo e examinados com microscopia eletrônica. Os resultados demonstram que os *microgaps* de todos os sistemas foram menores do que 19 μm , e os valores médios para cada sistema foram: 0,38 μm (DP 0,28 μm) para Ba, 0,55 μm (DP 0,23 μm) para Zd, 1,83 μm (DP 3,21 μm) para o Nb, e de 0,90 (DP 0,59 μm) para o Ca. A combinação Nb foi a que apresentou maior diferença entre os *gaps* formados, apresentando os maiores valores.

Mitsias et al., em 2010, realizaram um trabalho para avaliar a resistência à fratura e confiabilidade de pilares de metal e de zircônia. Foram usados 9 componentes de titânio (Profile BiAbutment 4.5/5.0, Astra Tech), e 18 de zirconia (Ceramic Abutment 4.5/5.0, Astra Tech) com coroas de metal, unidos a implantes 4.5 mm de diâmetro e 15mm de altura. Cargas foram aplicadas até o fracasso da estrutura e com cargas cíclicas demonstrando ciclos de movimentos bucais. Nas cargas aplicadas até o fracasso obtiveram as medias de 1.475 ± 625 N para titânio e 690 ± 439 N para a zirconia. Na carga cíclica o grupo de titânio foi levado à 70.000 ciclos de com 900 N de carga, sem fratura e o de zircônia sete espécimes falharam com carga de 400 N. A confiabilidade foi significativamente mais elevada para pilares de titânio em comparação com os de zircônia que para 50.000 ciclos diminuiu consideravelmente de 93%, a 175 N para 18%, a 300 N.

Almasri et al., em 2011, compararam o desajuste volumétrico entre as plataformas de implantes e componentes fabricados com duas tecnologias diferentes. Cinco implantes de diâmetro 4.1 (Osseotite Certain- Biomet3i, Miami, EUA) foram instalados em um modelo para simular um edentulo total de mandíbula e um grupo de componentes foi obtido por tecnologia *CAD/CAM* e o outro obtido com a técnica de fundição convencional. Foram feitos testes de um parafuso e de mensuração do espaço formado entre a plataforma restauradora foram medidas com uma sonda tátil e os dados foram digitalizados. Obtiveram os seguintes valores: as estruturas produzidas com *CAD/CAM* mostraram interfaces médias de $2,4 \pm 1,1 \text{mm}^3$ e as fundidas mostraram $4,2 \pm 2,3 \text{mm}^3$ de média. O estudo conclui que os componentes fundidos apresentaram maiores desajustes do que os componentes feitos no *CAD/CAM*.

Hjerppe et al., em 2011, realizaram um estudo com o objetivo de comparar a resistência entre dois tipos de pilares de zircônia, confeccionados por escaneamento e pré-

fabricados. Foram usados blocos de zircônia em estágio verde (ICE Zircon, Zirconzahn) como base para confecção de pilares em máquina de cópia manual (Zirconzahn) usando *abutments* pré-fabricados como modelo (os pilares confeccionados foram sinterizados a 1500°C por 2 horas, segundo orientação do fabricante). A amostra foi dividida em 6 grupos: (1) Astra ZirDesign, 2) copy-milled Zirkonzahn-Astra, (3) copy-milled Zirkonzahn- Astra baixo, (4) Xive Cercon, (5) copy-milled Zirkonzahn-Xive, (6) copy-milled Zirkonzahn-Xive, modificados. Os grupos 1 e 4 que se tratavam de pilares pré fabricados foram utilizados como grupo controle. Sete pilares por grupo foram aparafusados em réplicas de implantes com os respectivos torques recomendados pelo fabricante, imobilizados por resina acrílica e, então, receberam carga aplicada por uma máquina de teste universal (modelo LRX) à temperatura ambiente e num ângulo de 45 graus, incidindo em sua extremidade superior até que ocorressem as falhas inicial e final, as quais eram registradas. Pra obter outro conjunto de medidas, os autores utilizaram 3 remanescentes de cada grupo, aparafusaram em réplicas novamente e cobriram-nas com ouro e com microscópio eletrônico de varredura, registraram a distância entre implante e pilar. Foram observadas diferenças significantes entre os grupos em termos de capacidade de suporte de carga; os pilares do grupo 6 mostraram-se estatisticamente mais resistentes (1,099 N) que os outros ($P < .05$); os modelos do grupo 4 apresentaram falhas destrutivas e o desenho Astra (grupo 4) revelou deformidades antes do rompimento (falha). Quanto à adaptação marginal, as distâncias horizontais foram de 4,6 a 10,7 μm para os grupos 1 e 2 e ainda maior para o grupo 3 ($P < .05$); a distância vertical para o grupo 6 foi de 7,5 μm , maior que nos grupos 4 e 5 ($P < .05$). De acordo com os resultados obtidos, os autores concluíram que os pilares de zircônia confeccionados por escaneamento apresentaram carga de ruptura comparável aos pilares pré-fabricados, porém, as adaptações dos pilares customizados não foram tão satisfatória quanto às dos pilares padrão.

Tavarez, Bonachela e Xible, em 2011, realizaram um estudo *in vitro* para avaliar a alteração de espaço formada entre a interface de uma união interna e externa após ciclagem. Coroas de metal padrão foram fabricadas para 5 grupos (n=10) de implante / pilares: Grupo 1, implante HE e UCLA fundida em pilar pré-usinado, Grupo 2, o implante HI e pilar pré-usinado, Grupo 3, implante octágono interno e pilar pré-usinado, Grupo 4 implante HE e UCLA fundida em pilar pré-usinado e Grupo 5 implante HE e pilar CeraOne. Para os grupos 1,2,3 e 5, as coroas foram cimentadas em pilares e no grupo 4 foram parafusadas diretamente sobre o implante. Foram submetidos a 500 000 ciclos á 19,1 Hz de frequência e 133 N de carga não axial em uma máquina MTS 810. O desajuste vertical (μm) entre a interface implante/ pilar foi avaliado antes e após de aplicar carga ciclíca. Foi utilizado para analisar o teste de ANOVA e o teste de Tukey's post-hoc. Antes da ciclagem não foi mencionado diferenças entre os grupos 2 ($4,33\pm 3,13$), 3 ($4,79\pm 3,43$) e 5 ($3,86\pm 4,60$); entre os grupos 1 ($12,88\pm 6,43$) e 4 ($9,67\pm 3,08$), e entre os grupos 2,3 e 4. Entretanto, analisando os grupos 1 e 4, observam significativa diferença com os grupos 2,3 e 5. Depois da carga os grupos 1 ($17,28\pm 8,77$) e 4 ($17,78\pm 10,99$) apresentam diferenças entre os grupos 2 ($4,83\pm 4,50$), 3 ($8,07\pm 4,31$) e 5 ($3,81\pm 4,84$). Houve um significativo aumento dos valores de desajuste dos grupos 1, 3 e 4 depois da ciclagem, mas não para os grupos 2 e 5. A aplicação de carga ciclíca e o tipo do implante influenciam do desenvolvimento de um desajuste vertical entre a interface implante/ pilar.

Bernardes et al., em 2012, realizaram uma revisão crítica de literatura sobre a tecnologia CAD/CAM aplicada a prótese dentária e sobre implantes: o que é, como funciona, vantagens e limitações. Novas tecnologias utilizadas na Odontologia, como a digitalização de imagens, levaram a mudanças significativas na obtenção de próteses e infraestruturas protéticas. A grande área da engenharia desenvolve processos para

fabricação de diversos produtos industrializados com auxílio da tecnologia CAD/CAM (Computer-aided-design/Computer-aided-manufacturing, desenho auxiliado por computação e usinagem auxiliada por computação). O uso desta técnica vem sendo sugerido na clínica odontológica desde a década de setenta, com o objetivo de simplificar, automatizar e garantir níveis de qualidade com adaptações micrométricas das próteses dentárias. O processo pode envolver diferentes ambientes: industrial, laboratorial ou clínico. Com base nos dados encontrados na literatura científica, os autores concluíram que a evolução dos sistemas CAD/CAM usados atualmente na Odontologia tornou capaz produzir restaurações protéticas de alta qualidade e com muitas opções de materiais restauradores e tipos de prótese. Apesar disso, a técnica por si só não é decisiva para o sucesso, pois envolve várias etapas. Os vários passos envolvidos devem ser controlados para correta conclusão de um trabalho. Assim, a técnica depende diretamente dos passos clínicos, do escaneamento, da modelagem computacional, da fabricação, do controle de qualidade, das opções de materiais, dos tipos de prótese e da finalização laboratorial.

Velázquez-Cayón et al., em 2012, publicaram uma revisão de literatura cujo objetivo foi analisar as evidências científicas disponíveis que apoiam o uso da zircônia como um material com propriedades mecânicas suficientes e qualidades estéticas melhores que os normalmente utilizados na reabilitação implanto-protética. Foi realizada a revisão da literatura publicada nos últimos dez anos (2000 até 2010) de ensaios in vitro de carga estática e dinâmica de componentes de zircônia encontrados nas bases de dados *Medline* e *Cochrane*, utilizando as palavras-chave componentes de zircônia, resistência à fratura, fratura forçada, carga cíclica. Foram encontrados nove artigos com as características desejadas e embora tenham sido encontrados uma grande variabilidade de valores entre os diferentes estudos, os componentes apresentam comportamento clínico favorável para a

reabilitação de implantes unitários na região anterior porém não é recomendado o uso de componentes de zircônia na área de molares.

3. Proposição

Objetivo Geral:

Este estudo tem por objetivo verificar as alterações de rugosidade nas superfícies das plataformas de implantes que recebem componentes confeccionados de diferentes materiais, Titânio (G1), Zircônia ZirkonZahn (G2) e Zircônia Neoshape (G3). Assim como as verificar as alterações dos componentes submetidos à ciclagem mecânica simulando 1 ano de mastigação.

Objetivos Específicos:

1. Comparar a rugosidade do implantes G1 antes e após ciclagem;
2. Comparar a rugosidade dos implantes G2 antes e após ciclagem;
3. Comparar a rugosidade dos implante G3 antes e após ciclagem;
4. Comparar a rugosidade dos componente G1 antes e após ciclagem;
5. Comparar a rugosidade dos componente G2 antes e após ciclagem;
6. Comparar a rugosidade dos componente G3 antes e após ciclagem;
7. Comparar a diferença de rugosidade dos implantes G1 e G2 antes e após ciclagem;
8. Comparar a diferença de rugosidade dos implantes G1 e G3 antes e após ciclagem;
9. Comparar a diferença de rugosidade dos implante G2 e G3 antes e após ciclagem.

4. Materiais e Métodos

Foram utilizados 30 implantes HE de 3,75mm de diâmetro, 13,0mm de comprimento e plataforma de 4,1mm (Neodent, Curitiba, Brasil). Instalados em cilindros de Poliacetil com dimensões 26mm de diâmetro x 20mm de comprimento com perfuração em sua superfície superior de 11,5mm (0,7mm da altura do hexágono externo e 0,8 mm da altura da plataforma)(Figura 1) .

Foram obtidas 30 infraestruturas unitárias do tipo parafusadas em diferentes materiais por diferentes processos divididas em 3 grupos: G1- munhões personalizáveis em titânio Neodent (Neodent, Curitiba, Brasil); G2- componentes usinadas em zircônia ZirkonZahn (Gais, Itália); G3- componentes usinados em zircônia Neoshape (Neodent).Todas as infraestruturas apresentaram o formato do munhão personalizável Neodent (Curitiba, Brasil).

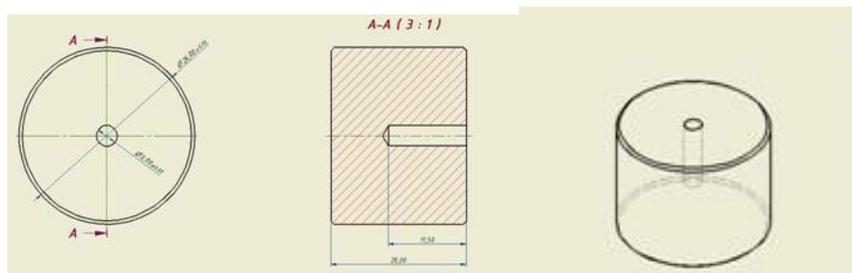


Figura 1 - Cilindros de Poliacetil com dimensões 26mm de diâmetro x 20mm de comprimento com perfuração em sua superfície superior de 11,5mm (0,7mm da altura do hexágono externo e 0,8 mm da altura da plataforma).

Dez munhões personalizáveis Neodent usinados em titânio foram utilizados como componentes do G1, um deles foi usado como modelo para fabricação dos corpos de prova sendo usado o scanner S600 Arti ZirkonZahn e a fresadora M5 ZirkonZahn para a confecção dos componentes do G2. Para confecção dos componentes G3 foi utilizado o scanner 3 shape (Copenhagen). Após usinados os componentes, foram colocados no forno

de cerâmica para sinterização. Cada grupo com o seu tempo e temperatura adequados (Tabela 1).

Tabela 1- Tempo e temperatura de sinterização das zircônias dos grupos G2 e G3.

Sinterização	G2	G3
Temperatura	1800°C	1100°C
Tempo	8 hrs	8hrs

Os mesmos foram levados à um microscópio óptico (Laser cofocal lext modelo OLS4000 Olympus Japão) e foram obtidas medidas das rugosidades da plataforma do implante e dos componentes por um rugosímetro (Olympus modelo OLS4000, Japão) como apresentado na (Figura 2 e 3).

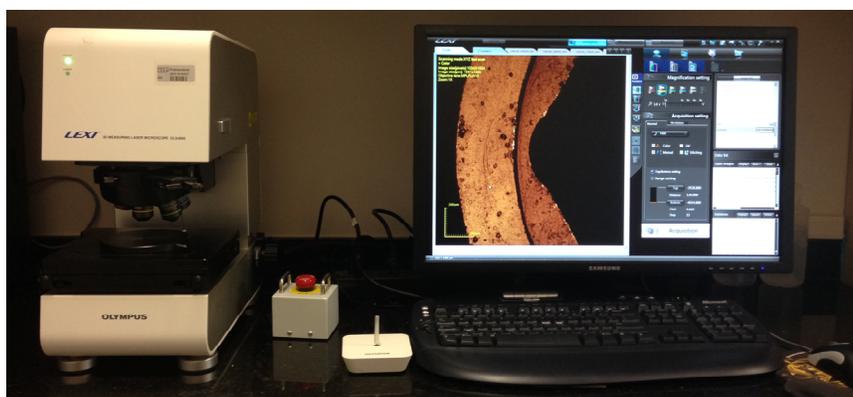


Figura 2 - Laser cofocal lext fabricado pela Olympus modelo OLS4000, Japão.



Figura 3 - Aresta posicionada no meio do localizador do Laser cofocal, onde foram feitas as medidas.

Foram realizadas 3 medidas de rugosidade em cada implante e componente antes e após a ciclagem, cada medida realizada sempre no mesmo lugar sendo padronizado as aresta 1, 3, e 5, sempre com foco na aresta do hexágono no centro da tela de localização, totalizando 320 medidas, 180 antes e 180 depois da ciclagem, todas analisadas pelo parâmetro $Ra(\mu m)$ e tabuladas no Excel. As medidas de identificação foram feitas através de uma marca no perfil externo do implante e do componente protético referente a aresta número 1 e seguindo sentido horário no implante e anti-horário no componente para que quando posicionados as identificações coincidam (Figura 4).

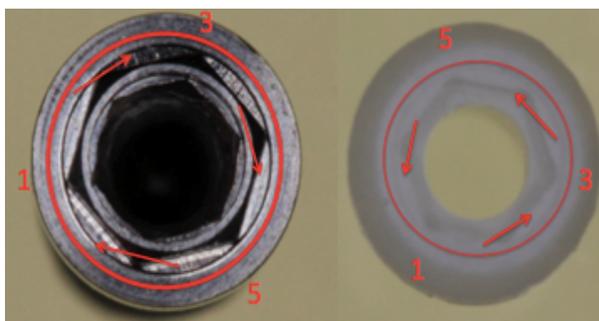


Figura 4 - Indicação das arestas dos implantes e dos componentes.

Para aplicação de carga cíclica, os componentes foram adaptados aos implantes por meio de parafuso de retenção 4.1 e 4.3 de titânio (Neodent) com aplicação de torque de 32 N.cm a fim de simular a condição clínica. (Figura 5).

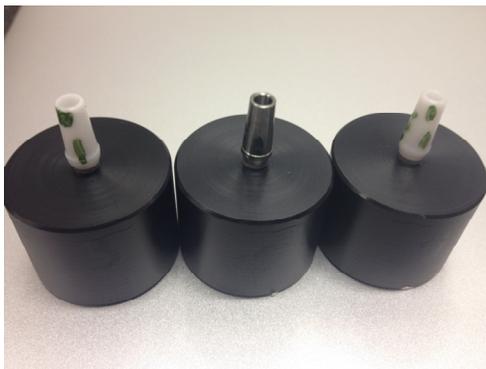


Figura 5 - Cilindros de poliacetil com os implantes e componentes instalados.

Para o ensaio de aplicação de carga cíclica sobre os conjuntos implantes-componentes, o que simula o efeito da mastigação humana, foi utilizada uma máquina de simulação de mastigação desenvolvida no Departamento de Materiais Dentários e Prótese (Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP – Ribeirão Preto, Brasil).

Cinco cilindros de aço inoxidável com dimensões 26mm de diâmetro x 10mm de comprimento, confeccionados para atuarem como superfícies antagonistas aos conjuntos implante/*abutment*, com superfícies planas e polidas; os componentes mantiveram contato com estas superfícies durante os ciclos mastigatórios do ensaio. Os cilindros antagonistas foram fixados em hastes móveis com ajuste vertical, posicionadas sobre os conjuntos implante/*abutment*. Quando as hastes eram totalmente liberadas, o peso de cada haste (50N) incidia diretamente sobre os conjuntos implante/*abutment*. Cada ciclo mastigatório simulado pela máquina incluiu 3 tipos de movimento: 1. movimento vertical para baixo, simulação de aperto oclusal; 2. movimento lateral de 10mm, simulação de movimento de

lateralidade; 3. movimento vertical para cima, simulação de desocclusão. Cada ciclo completo realizou-se em 1 segundo, com um total de 60 ciclos por minuto (1Hz), o que se aproximou da frequência média da mastigação humana (WINKLER et al., 2003; ATTIA & KERN, 2004; KIM et al., 2009). Durante os movimentos de oclusão e lateralidade, a carga total de cada haste (50N) incidiu direta e livremente sobre os conjuntos implante/abutment. Durante o movimento de desocclusão, os conjuntos foram completamente liberados de qualquer carga. A máquina comportou 5 amostras em cada ensaio. Os conjuntos implante/abutment ficaram totalmente imersos em água deionizada no decorrer do ensaio. Este equipamento foi desenvolvido baseando-se na norma ISO/TS 14569-2 (Dental Materials – Guidance on testing of wear – Part 2: Wear by two - and/or three body contact, 2001) sob Método Freiburg (GATEAU, SABEK & DAILEY, 1999) (Figura 6).



Figura 6 - Máquina de ensaios de simulação de mastigação, com os conjuntos implante/abutment na base, e os cilindros antagonistas acoplados às hastes de carga em sua porção superior.

Cada ensaio de carregamento mecânico foi realizado com 5 amostras, por um período de 83,3 horas, um total de 300.000 ciclos para cada amostra, o que correspondeu a aproximadamente 1 ano de função mastigatória normal (GATEAU, SABEK & DAILEY, 1999; KHRAISAT et al., 2004; QUEK, TAN & NICHOLLS 2006). Após estes

carregamentos as amostras foram novamente analisadas no microscópio óptico (Laser confocal lext fabricado pela Olympus modelo OLS4000, Japão) e foram obtidas medidas das rugosidades após o carregamento (da plataforma dos implantes e dos componentes). As medidas foram tabuladas e levadas ao programa GraphPad InStat para ser feita a estatística com os testes ANOVA, KusKall Wallis com comparação múltipla de Dunn, Turkey-Kramer, T pareado e Wilcoxon.

5. Artigo Científico

Artigo elaborado segundo a revista *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*.

Análise da rugosidade da plataforma de implantes e de componentes protéticos usinados em zircônia ou em titânio, antes e após aplicação de cargas cíclicas.

Analysis of the roughness of the implants and prosthetic components machined from titanium or zirconium, before and after application of cyclic loading platform.

Rafael Kossatz Menezes Alves¹

Adriana Claudia Lapria Faria²

Regina Guenka Palma Dibb³

Sérgio Rocha Bernardes⁴

¹ Aluno do curso de Mestrado em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico.

² Mestre e Doutor em Reabilitação Oral, pela USP/Ribeirão Preto, especialista em laboratório da Universidade de São Paulo.

³ Mestre em Dentística Opção Materiais Dentários – Faculdade de Odontologia de Bauru
Doutor em Dentística na Faculdade de Odontologia – USP.

⁴ Mestre em Reabilitação Oral pela Universidade Federal de Uberlândia, Doutor em Reabilitação Oral pela USP/Ribeirão Preto. Professor de curso de mestrado ILAPEO.

Endereço do Autor:

Dr. Rafael Kossatz Menezes Alves

Av. Bauduíno Taques, 1020. CEP 84010 050 Telefone- (42) 32244522
Ponta Grossa - Paraná - Brasil - email: rafaelalvescro@gmail.com

Resumo

Objetivo: Avaliar e comparar a rugosidade dos plataforma de implantes antes e após ciclagem relacionados a diferentes tipos de munhões parafusados. **Materiais e Métodos:** Foram constituídos 3 grupos com 10 coroas segundo o método de obtenção: (G1) titânio Neodent; (G2) Zircônia ZirkonZahn; (G3) Zircônia Neoshape. Os corpos-de-prova forma colocados em posição em um modelo mestre contendo um implante hexagonal externo (n=30) e foram instaladas com torque de 32 N.cm. Levados para análise em um rugosímetro antes do ensaio de carga cíclico para se mensurar as falhas e as rugosidades da plataforma dos implantes e dos componentes protéticos. Os corpos-de-prova então posicionados em uma máquina de simulação de mastigação desenvolvida no Departamento de Materiais Dentários e Prótese (Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP – Ribeirão Preto, Brasil) por um período de 83,3 horas, totalizando 300.000 ciclos para cada amostra, o que correspondeu a aproximadamente 1 ano de função mastigatória normal. Nova análise foi feita para analisar o aumento ou não das rugosidades e a integridade da plataforma dos implantes. As medidas foram tabuladas e levadas ao programa GraphPad InStat para ser feita a estatística com os testes ANOVA, KusKall Wallis com comparação múltipla de Dunn, Turkey-Kramer, T pareado e Wilcoxon. **Resultados:** Foi encontrada diferença entre os implantes antes e após a aplicação de carga para os diferentes grupos, ocorrendo um aumento da rugosidade da plataforma dos implantes. Passando de 0,88 μm para 1,19 μm no G3 e 0,95 μm para 1,01 μm no G2 ($P < 0,05$). No G1 não forma encontradas diferenças. **Conclusão:** Os componentes protéticos em zircônia causaram alteração na rugosidade da plataforma dos implantes de hexágono externo, os feitos em titânio não. Os implantes não possuíam diferença estatística com relação a rugosidade da plataforma antes da carga, porém após aplicação de carga cíclica foram encontradas diferenças, sendo que os grupo G3 apresentou mais rugosidade o implante. Não foi encontrada diferença estatística entre os componententes antes e depois da aplicação de carga dentro de cada grupo.

Palavras-chave: Zircônia; Prótese Dentária; Implantes Dentários.

Abstract

Objective: To evaluate and compare the roughness of the implant platform before and after cycling related to different kinds of screwed sleeves. **Materials and Methods:** 3 groups of 10 crowns were formed according to the method of obtaining: (G1) titanium Neodent; (G2) Zirconia ZIRKONZAHN; (G3) Zirconia Neoshape. The bodies of the specimen were placed in position on a master model containing an implant external hexagon (n = 30) and were installed with a torque of 32 N.cm. Taken for analysis on a profilometer before cyclic load testing to measure the faults and roughness of implants and prosthetic components of the platform. The bodies of the specimen then placed in a machine simulation chewing developed in the Department of Dental Materials and Prosthodontics (Faculty of Dentistry of Ribeirão Preto - USP - Ribeirão Preto, Brazil) for a period of 83.3 hours, totaling 300,000 cycles for each sample, which corresponded to about 1 year of normal masticatory function. Further analysis was made to examine whether or not the increase of roughness and integrity of the implant platform. The measurements were tabulated and reported to GraphPad InStat statistical program with ANOVA, KusKall Wallis test with Dunn multiple comparison, Turkey-Kramer, paired t and Wilcoxon to be made. **Results:** difference between implants before and after application of load for the different groups was found, with an increase of the roughness of the implant platform. Going from 0.88 mM to 1.19 mM and 0.95 mM in the G3 to 1.01 mM in G2 (P <0.05). In G1 form not found differences. **Conclusion:** The prosthetic components in zirconia caused alteração the roughness of external hexagon implant platform, not made of titanium. The implants had no statistical difference in the roughness of the platform before loading, but after application of cyclic loading differences were found, and the G3 group showed more roughness implant. No statistical difference between componentes before and after the application of load within each group was found.

Keywords: Zirconia, Dental Prosthesis, Dental Implants.

Introdução

A perda de elementos dentais atribui consequências indesejáveis para a saúde do complexo estomatognático, podendo gerar problemas como desequilíbrios funcionais, estéticos e de ordem psico-social, nestes indivíduos¹. A busca por alternativas para reabilitar os espaços ausentes na cavidade oral, através da substituição por análogos artificiais, é histórica e se tornou um grande desafio na área de saúde oral, fato que acabou por impulsionar o desenvolvimento e aprimoramento de técnicas e procedimentos restauradores.

Em casos de ausência de tecido mole em áreas periimplantares, torna-se necessário confeccionar a prótese na opção de uso direto. Para essa indicação, surgiu o pilar UCLA que permite a confecção de próteses unitárias parafusadas diretamente nos implantes². Esse tipo de uso desse pilar, apresenta a desvantagem de obrigar a união direta da prótese ao implante o que pode levar a mais problemas biomecânicos^{3,4}. Problemas relacionados a dificuldade de obtenção dos hexágonos nas estruturas desses componentes são relatados^{5,6}.

Embora o metal seja tradicionalmente empregado na odontologia, sua aplicabilidade torna-se restrita por comprometer a estética muco-gengival devido à ausência de translucidez⁷, fato que levou ao desenvolvimento de pilares cerâmicos a partir de cerâmicas reforçadas por alumina ou por zircônia⁸. Recentemente a possibilidade de obtenção das estruturas tipo UCLA por usinagem tem sido descritas e abriu a possibilidade de uso inclusive de materiais mais estéticos, a zircônia.

A união estabelecida entre o pilar protético e o implante é uma interação dinâmica e tridimensional, com altura e largura variáveis capazes de determinar a estabilidade desse relacionamento⁹. A desadaptação vertical entre os componentes resulta na formação de

fendas na interface pilar-implante passíveis de serem colonizadas por bactérias, fato este prejudicial à saúde dos tecidos peri-implantares ¹⁰. Foi observada invasão microbiana em diferentes sistemas de implantes, até mesmo em uma fenda marginal de 10µm, valor este considerado como a máxima desadaptação aceitável entre os componentes ^{11,12}.

Frente ao exposto, a proposta deste estudo foi analisar a medida da rugosidade da plataforma de implantes e de componentes protéticos antes e após aplicação de cargas cíclicas, sendo estes de zircônia ou titânio usinadas.

Materiais e Métodos

Foram utilizados 30 implantes HE de 3,75mm de diâmetro, 13,0mm de comprimento e plataforma de 4,1mm (Neodent, Curitiba, Brasil), instalados em cilindros de Poliacetil com dimensões 26mm de diâmetro x 20mm de comprimento com perfuração em sua superfície superior de 11,5mm (0,7mm da altura do hexágono externo e 0,8 mm da altura da plataforma)(Figura 1).

Foram obtidas 30 infraestruturas unitárias do tipo parafusadas em diferentes materiais por diferentes processos divididas em 3 grupos: G1- munhões personalizáveis em titânio Neodent (Neodent, Curitiba, Brasil); G2- componentes usinadas em zircônia ZirkonZahn (Gais, Itália); G3- componentes usinados em zircônia Neoshape (Neodent).Todas as infraestruturas apresentaram o formato do munhão personalizável Neodent.

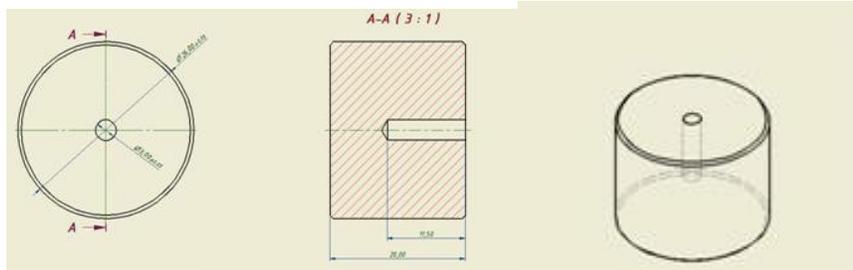


Figura 1 - Cilindros de Poliacetil com dimensões 26mm de diâmetro x 20mm de comprimento com perfuração em sua superfície superior de 11,5mm (0,7mm da altura do hexágono externo e 0,8 mm da altura da plataforma).

Dez munhões personalizáveis Neodent usinados em titânio foram utilizados como componentes do G1, um deles foi usado como modelo para fabricação dos corpos de prova sendo usado o escaner S600 Arti ZirkonZahn e a fresadora M5 ZirkonZahn para a confecção dos componentes do G2. Para confecção dos componentes G3 foi utilizado o scanner 3 shape (Copenhague, Dinamarca). Após usinados os componentes, foram colocados no forno de cerâmica para sinterização. Cada grupo com o seu tempo e temperatura adequados (Tabela 1).

Tabela 1- Tempo e temperatura de sinterização das zircônias dos grupos G2 e G3.

Sinterização	G2	G3
Temperatura	1800°C	1100°C
Tempo	8 hrs	8hrs

Os mesmos foram levados à um microscópio (Laser cofocal lext modelo OLS4000, Olympus, Japão) e foram obtidas medidas das rugosidades da plataforma do implante e dos componentes através de um rugosímetro apresentado dentro do programa do microscópio como apresentado nas figuras 2 e 3.

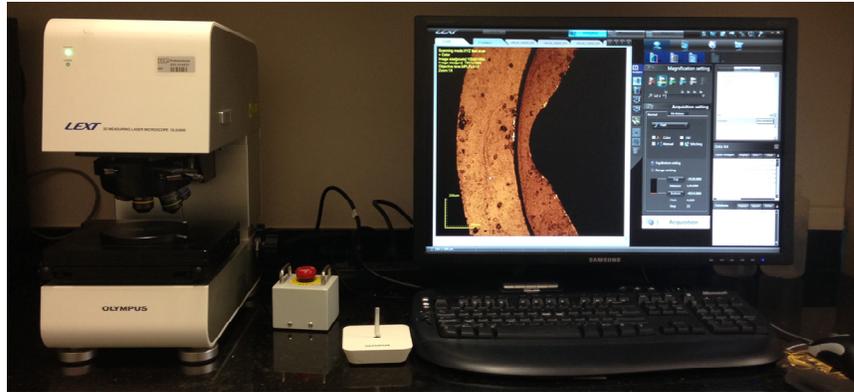


Figura 2 - Laser cofocal lext modelo OLS4000, Olymplus, Japão.



Figura 3 - Aresta posicionada no meio do localizador do Laser cofocal, para obtenção das medidas.

Foram realizadas 3 medidas de rugosidade em cada implante e componentes antes e após a ciclagem. Eram realizadas sempre no mesmo lugar sendo padronizadas as posições das arestas 1, 3, e 5, após focalização do hexágono no centro da tela de localização. Foram obtidas 320 medidas, 180 antes e 180 depois da ciclagem, todas analisadas pelo parâmetro $Ra(\mu m)$ e tabuladas no Excel.

As medidas de identificação foram feitas através de uma marca no perfil externo do implante e do componente protético referente a aresta número 1 e seguindo sentido horário no implante e anti-horário no componente para que quando posicionados as identificações coincidissem (Figura 4).

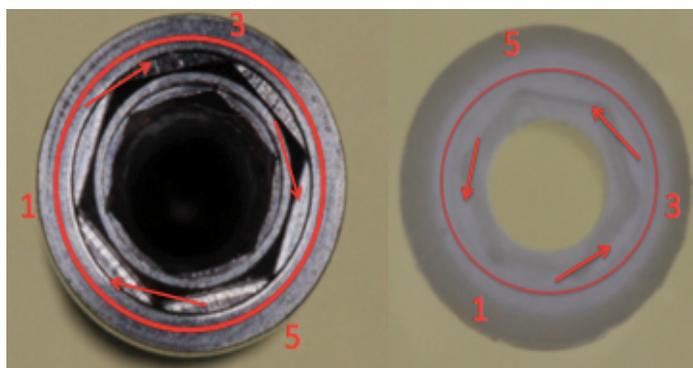


Figura 4 - Indicação das arestas dos implantes e dos componentes.

Para aplicação de carga cíclica, os componentes foram adaptados aos implantes por meio de parafuso de retenção 4.1 e 4.3 de titânio (Neodent) com aplicação de torque de 32 N.cm a fim de simular a condição clínica. (Figura 5).

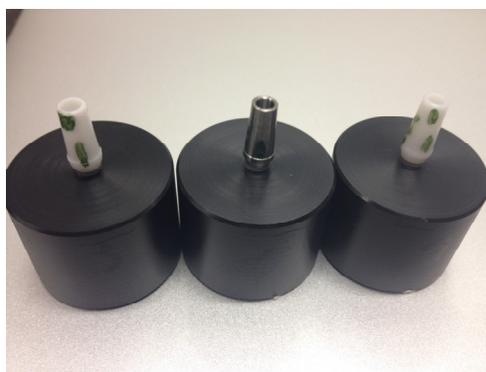


Figura 5 - Cilindros de poliacetil com os implantes e componentes instalados.

Para o ensaio de aplicação de carga cíclica sobre os conjuntos implantes-componentes, simulando o efeito da mastigação humana, foi utilizada uma máquina de

simulação de mastigação desenvolvida no Departamento de Materiais Dentários e Prótese (Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP – Ribeirão Preto, Brasil).

Cinco cilindros de aço inoxidável com dimensões 26mm de diâmetro x 10mm de comprimento, confeccionados para atuarem como superfícies antagonistas aos conjuntos implante/*abutment*, apresentando superfícies planas e polidas; os componentes mantiveram contato com estas superfícies durante os ciclos mastigatórios do ensaio. Os cilindros antagonistas foram fixados em hastes móveis com ajuste vertical, posicionadas sobre os conjuntos implante/*abutment*. Quando as hastes eram totalmente liberadas, o peso de cada haste (50N) incidia diretamente sobre os conjuntos implante/*abutment*. Cada ciclo mastigatório simulado pela máquina incluiu 3 tipos de movimento: 1. movimento vertical para baixo, simulando aperto oclusal; 2. movimento lateral de 10mm, simulando movimento de lateralidade; 3. movimento vertical para cima, simulando desocclusão. Cada ciclo completo realizou-se em 1 segundo, totalizando 60 ciclos por minuto (1Hz), o que se aproximou da frequência média da mastigação humana¹³⁻¹⁵. Durante os movimentos de oclusão e lateralidade, a carga total de cada haste (50N) incidiu direta e livremente sobre os conjuntos implante/*abutment*. Durante o movimento de desocclusão, os conjuntos foram completamente liberados de qualquer carga. A máquina comportou 5 amostras em cada ensaio. Os conjuntos implante/*abutment* ficaram totalmente imersos em água deionizada no decorrer do ensaio. Este equipamento foi desenvolvido baseando-se na norma ISO/TS 14569-2 (Dental Materials – Guidance on testing of wear – Part 2: Wear by two - and/or three body contact, 2001) sob Método Freiburg (Figura 6)¹⁶.

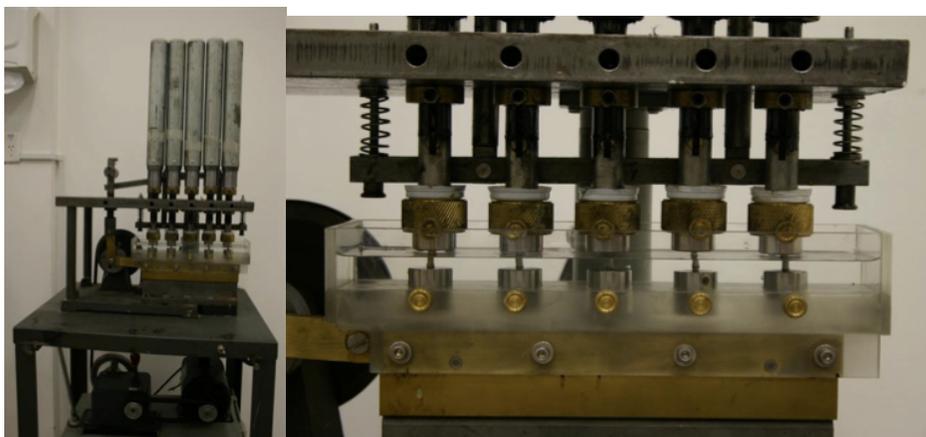


Figura 6 - Máquina de ensaios de simulação de mastigação, com os conjuntos implante/abutment na base, e os cilindros antagonistas acoplados às hastes de carga em sua porção superior.

Cada ensaio de carregamento mecânico foi realizado utilizando-se 5 amostras, por um período de 83,3 horas, totalizando 300.000 ciclos para cada amostra, o que correspondeu a aproximadamente 1 ano de função mastigatória normal¹⁶⁻¹⁸. Após estes carregamentos as amostras foram novamente analisadas no microscópio óptico (Laser confocal lext fabricado pela Olympus modelo OLS4000, Japão) e foram obtidas medidas das rugosidades após o carregamento (da plataforma dos implantes e dos componentes). Os dados foram tabuladas e levadas ao programa GraphPad InStat para análise estatística.

Resultados

Antes da aplicação das cargas, as rugosidades foram: $G1=0,86 \pm 0,45 \mu\text{m}$, $G2=0,89 \pm 0,26 \mu\text{m}$, $G3=0,88 \pm 0,43 \mu\text{m}$, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os grupos, utilizando o teste ANOVA ($p=0,9612$)(Gráfico 1)(Figura 7). Os componentes protéticos antes da aplicação de carga apresentaram as seguintes rugosidades: $G1=0,78 \pm 0,69 \mu\text{m}$, $G2=0,95 \pm 0,46 \mu\text{m}$ e $G3=0,95 \pm 0,27 \mu\text{m}$, quando comparados estatisticamente pelo teste de Kuskall Wallis com teste de comparação múltipla de Dunn houve diferença

extremamente significativa entre G1 e G3($P<0,001$), entre G1 e G2 houve diferença ($P<0,01$) e entre G2 e G3 não houve diferença significativa ($P>0,05$) (Gráfico 2)(Figura 8).

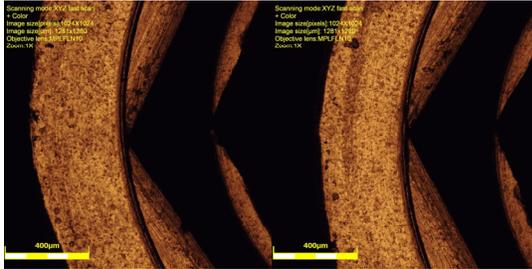


Figura 7- Dois implantes antes da aplicação de carga.

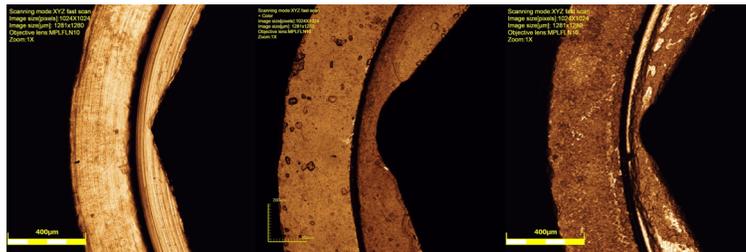


Figura 8 - Componentes G1, G2, G3.

Após o ensaio cíclico nos implantes, as médias foram $G1=0,79 \pm 0,23 \mu\text{m}$, $G2=1,01 \pm 0,30 \mu\text{m}$ e $G3=1,19 \pm 0,29 \mu\text{m}$, pelo do Teste ANOVA ($P<0,0001$) e do teste de múltipla comparação de Turkey-Kramer comprovamos a diferença extremamente significativa existente entre G1 e G3 ($P<0,001$), sendo uma diferença muito significativa entre G1 e G2($P<0,01$) e uma diferença significativa entre G2 e G3 ($P<0,05$). Para os componente obtivemos como médias depois da aplicação de carga ciclíca, $G1=0,73 \pm 0,58 \mu\text{m}$, $G2=0,83 \pm 0,49 \mu\text{m}$, $G3=0,96 \pm 0,45 \mu\text{m}$, analisando estatisticamente pelo teste de Kruskal-Wallis ($P=0,0008$) e o teste de comparação múltipla de Dunn houve diferença extremamente significativa entre G1 e G3 ($P<0,001$), não houve diferença entre G1 e G2 ($P>0,05$), porém houve entre G2 e G3 ($P<0,05$) (Figura 9, 10 e 11).



Figura 9 – Implante do G1 antes e depois do ensaio cíclico.



Figura 10 - Implante do G2 antes e após ensaio cíclico.



Figura 11 - Implante do G3 antes e após ensaio cíclico.

Quando comparados pelo Teste T pareado os implantes estatisticamente antes e depois da aplicação de carga cíclica dentro dos grupos tivemos diferença muito significativa nos grupo G3 sendo $P=0,0161$ e uma diferença significativa no grupo G2 sendo $P=0,0016$ ($P<0,05$) e sem diferença no G1 ($P=0,4360$). Utilizando o teste de Wilcoxon, não houve diferença estatística significativamente para nenhum dos grupos quando comparados os componentes protéticos, no G1 $P=0,6960$, G2 $P=0,1230$ e G3 $P=0,258$.

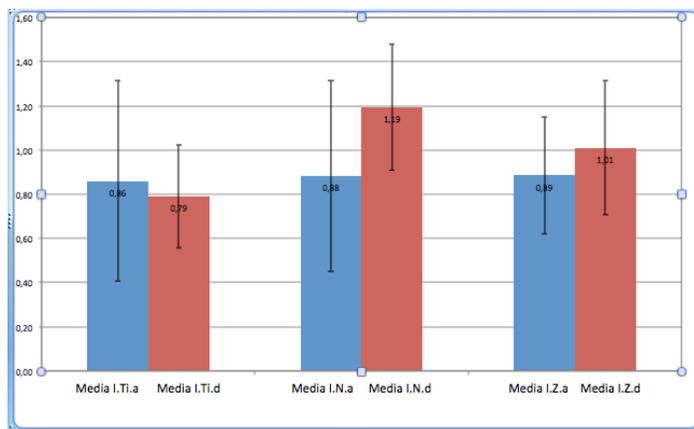


Gráfico 1 - Implantes antes e após a carga.

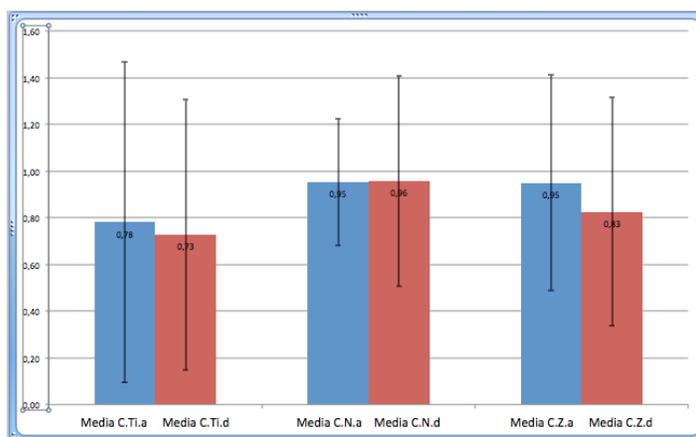


Gráfico 2 - Componentes Protéticos antes e após a carga.

Discussão

Quando comparamos os implantes antes da aplicação de carga cíclica não foi obtida diferença estatística o que comprova que o titânio foi usinado de mesma forma em todos os grupos, porém quando analisado os componentes protético não se obtive a mesma igualdade, pois os materiais eram distintos. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos das zircônias, apesar dos métodos e matéria prima para fresagem terem sido distintos.

Vigolo et al., em 2006, avaliaram a adaptação entre implante e componente fabricados por diferentes materiais. Vinte componentes Procera foram produzidos em cada grupo (titânio comercialmente puro, zircônia e alumina) tendo sido desenhados por computador e fabricados por fresagem (CAD / CAM). A liberdade rotacional dos componentes foi avaliada para detectar a precisão de encaixe de cada componente no topo do hexágono externo do implante. Para o titânio foi encontrado o valor médio de $120,7 \pm 1,45$ min, para a zircônia $121,5 \pm 1,32$ min e para a alumina $123,8 \pm 1,70$ min, assim os grupo de titânio e zircônia não diferiram significativamente¹⁹. Garine et al., em 2007, em sua pesquisa queriam primeiramente medir as dimensões do hexágono do implante e do pilar, dimensionar o desajuste rotacional e correlacionar o gap formado por 5 pilares com combinações de 2 implantes de fabricantes diferentes. Mostraram que a união de componentes de metal tinham cantos bem definidos, enquanto todos de cerâmica mostraram ângulos menos definidos com relativo arredondamento ou achatamento da área de canto. Todos os grupos foram significativamente diferentes no que diz respeito ao desajuste rotacional. A presença de um colar de metal no pilar melhorou o desajuste rotacional quando comparado aos pilares de cerâmica pura⁸.

Yüzügüllü e Avci, em 2006, ao avaliarem a interface implante-componente protético após a carga dinâmica usando componentes de titânio, alumina, e de zircônia. Foram usados 15 implantes de 3,75 X 13 com plataforma regular unidos aos componentes divididos em dois grupos teste (com 5 de óxido de alumínio e 5 de óxido de zircônia) e um controle (com 5 de titânio). Uma carga dinâmica entre 20 e 200 N foi aplicada com 47,250 (45 dias) ciclos. Os resultados antes da ciclagem para a alumina foi uma média de $3,15 \pm 0,67 \mu\text{m}$, para a zircônia $2,52 \pm 0,48 \mu\text{m}$, para o titânio $3,19 \pm 0,59 \mu\text{m}$. Após a ciclagem a média para a alumina $2,49 \pm 0,64 \mu\text{m}$, para a zircônia $1,85 \pm 0,54 \mu\text{m}$ e para o titânio

$3.02 \pm 1,10 \mu\text{m}$, antes e após a ciclagem não houve significativa diferença entre os grupos de componentes, somente um *gap* pouco maior na região palatina no grupo controle após a ciclagem. Os autores não encontraram nenhuma diferença entre a interface de componentes dos grupos teste ²⁰.

Ao mesmo tempo que não alcançamos diferenças estatísticas significativas quando analisamos os componentes antes e após a aplicação de carga, tivemos uma diferença significativa quando comparamos os implantes. O titânio possui uma dureza menor que a zircônia e uma capacidade de deformação maior, assim quando aplicado uma carga cíclica ao conjunto implante com componente de zircônia, a rugosidade na plataforma do implante aumentou significativamente ($P < 0,05$), passando de $0,88 \mu\text{m}$ para $1,19 \mu\text{m}$ no G3 e $0,95 \mu\text{m}$ para $1,01 \mu\text{m}$ no G2.

Apesar de não existir diferença estatística entre as médias anterior e posterior a carga cíclica em relação aos componentes do grupo G2 e G3, tivemos um aumento da rugosidade nos componentes de zircônia fabricados na Neodent e uma diminuição nos fabricados pela empresa ZirkonZahn, podendo estar relacionado com a dureza, tipo de fabricação e/ou tempo de sinterização de cada amostra. Tivemos duas fraturas durante a ciclagem, uma do grupo G3 e outra do grupo G2 porém não afetando na região onde foram feitas as medidas e não soltando o componente do implante. E notamos que os componentes em titânio sofrem desgante na região onde são aplicadas as forças, não acontecendo o mesmo com a zircônia.

Mitsias et al., em 2010, realizaram um trabalho avaliando a resistência à fratura e confiabilidade de pilares de metal e de zircônia. Foram usados 9 componentes de titânio e 18 de zirconia com coroas de metal. Nas cargas aplicadas até o fracasso obtiveram as médias de $1.475 \pm 625 \text{ N}$ para titânio e $690 \pm 439 \text{ N}$ para a zirconia. Na carga cíclica o

grupo de titânio foi levado à 70.000 ciclos de com 900 N de carga, sem fratura e o de zircônia sete espécimes falharam com carga de 400 N. A confiabilidade foi significativamente mais elevada para pilares de titânio em comparação com os de zircônia que para 50.000 ciclos diminuiu consideravelmente de 93%, a 175 N para 18%, a 300 N²¹. Baixe et al., em 2010, realizaram um estudo *in vitro do micro-gap* entre diferentes componentes de zirconia e implantes de titânio. Quatro combinações foram testadas, cada implante com um componente protético com seu torque de adaptação componente/implante adequado. Os implantes foram seccionados no seu longo eixo e examinados com microscopia eletrônica. Os resultados demonstram que os *microgaps* de todos os sistemas foram menores do que 19 µM²².

Relacionando os resultados podemos perceber que se o componente protético não for apresentar um controle de qualidade de produção, o implante pode diminuir sua longevidade. Precisamos de mais trabalhos sobre desajuste componente/implante, desgaste do hexágono, liberdade rotacional para que com isso cada vez mais possamos escolher o material adequado para trabalhar no nosso dia-dia.

Conclusão

Em relação a rugosidade da plataforma dos implantes entre os grupos antes da ciclagem não obtivemos diferença estatística. Os componentes de zircônia G2 e G3 aumentam a rugosidade na superfície da plataforma dos implantes quando submetidos a ciclagem. Sendo os componentes do G3 os que levaram à um maior aumento de rugosidade. Os componentes de Titânio não aumentam a rugosidade dos implantes antes e após a ciclagem. Quando comparados os componentes com um teste pareado dentro do mesmo grupo não ocorreu diferença estatística de rugosidade antes e após a ciclagem.

Referências

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P.I. A 15 year study of osseointegrated implant in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
2. Lewis S, Beumer III J, Hornburg W, Moy P. The "UCLA". *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1988; 3: 37-58.
3. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149-160.
4. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J. Prosthet Dent* 2002;88:89-95.
5. Alonso FR, Triches DF, Teixeira ER, Hirakata LM. Marginal fit of implant-supported fixed prosthesis frameworks with prefabricated and calcinable cylinders. *Rev Odonto Ciênc* 2008;23:320-324.
6. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:247-252.
7. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations *J Prosthet Dent.* 2003;90:325-331.
8. Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:928-938.
9. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing *J Prosthet Dent.* 2001;85:268-275.
10. Gross M, Kozak D, Laufer BZ, Weiss EL. Manual closing torque in five implant abutment systems: an in vitro comparative study. *J Prosthet Dent* 1999;81:574-578.
11. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:527-540.
12. Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence, 1987.
13. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. *J Oral Implantol* 2003;29:242-245.
14. 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;92:551-556.

15. Kim SG, Park JU, Jeong JH, Bae C, Bae TS, Chee W. In vitro evaluation of reverse torque value of abutment screw and marginal opening in a screw-and cemented-retained implant fixed partial denture design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:1061-1067.
16. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82:341-347.
17. 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;6:157-164.
18. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:929-936.
19. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:575-580.
20. Yüzügüllü B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;10:113-121.
21. Mitsias ME, Silva NR, Pines M, Stappert C, Thompson VP. Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments. *Int J Prosthodont*. 2010;23:56-59.
22. Baixe S, Fauxpoint G, Arntz Y, Etienne O. Microgap between zirconia abutments and titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:455-460.

6. Referências

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P.I. A 15 year study of osseointegrated implant in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387-416.
2. Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC. Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a university laboratory study. *J Prosthodont.* 2011;20(4):267-74.
3. Alonso FR, Triches DF, Teixeira ER, Hirakata LM. Marginal fit of implant-supported fixed prosthesis frameworks with prefabricated and calcinable cylinders. *Rev Odonto Ciênc.* 2008;23(4):320-4.
4. 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;92(6):551-6.
5. Baixe S, Fauxpoint G, Arntz Y, Etienne O. Microgap between zirconia abutments and titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(3):455-60.
6. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments and laboratory analogs. *Int J Prosthodont.* 1995;8(2):162-78.
7. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996a;9(2):149-60.
8. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996b;9(6):511-9.
9. Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence, 1987.
10. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Ruggenberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001;85(3):268-75.
11. Delben JA. Influência de diferentes pilares e materiais de recobrimento estético na manutenção da pré-carga do parafuso de retenção de coroas implanto- suportadas. [Tese]. Araçatuba: Universidade Estadual de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2009.
12. Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater.* 2003;19(7):686-91.
13. Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(6):928-38.

14. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *J Prosthet Dent.* 1999;82(3):341-7.
15. Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: a review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16(1):e50-5.
16. Gross M, Kozak D, Laufer BZ, Weiss EL. Manual closing torque in five implant abutment systems: an in vitro comparative study. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(5):574-8.
17. Hecker DM, Ecker SE, Choi YG. Cyclic loading of implant-supported prostheses: comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. *J Prosthet Dent.* 2006;95(1):26-32.
18. Hjerpe J, Lassila LV, Rakkolainen T, Narhi T, Vallittu TK. Load-bearing capacity of custom-made versus prefabricated commercially available zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(1):132-8.
19. Iglesia-Puig MA. Custom-made laser-welded titanium implant prosthetic abutment. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):401-3.
20. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(4):527-40.
21. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis DA. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(4):575-9.
22. 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.
23. Kim SG, Park JU, Jeong JH, Bae C, Bae TS, Chee W. In vitro evaluation of reverse torque value of abutment screw and marginal opening in a screw-and cemented-retained implant fixed partial denture design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(6):1061-7.
24. 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):477-82.
25. Lewis S, Beumer III J, Hornburg W, Moy P. The "UCLA". *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1988;3(3):37-58.
26. Mitsias ME, Silva NR, Pines M, Stappert C, Thompson VP. Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments. *Int J Prosthodont.* 2010;23(1):56-9.

27. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(6):929-936.
28. 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;92(2):132-8.
29. Souza CF. Resistência à fratura de subestruturas para próteses fixas posteriores de zircônia densa sob testes de fadiga cíclica. Dissertação [Mestrado]. Rio de Janeiro – UFRJ. 2007.
30. Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(6):875-81.
31. Tavares RRJ, Bonachela WC, Xible AA. Effect of cyclic load on vertical mistif of prefabricated and cast implant single abutment. *J Appl Oral Sci.* 2011;19(1):16-21.
32. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J. Prosthet Dent.* 2002;88(1):89-95.
33. Velázquez-Cayón R, Vaquero-Aguilar C, Torres-Lagares D, Jiménez-Melero M, Gutiérrez-Pérez JL. Mechanical resistance of zirconium implant abutments: a review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012;17(2):246-50.
34. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(4):575–80.
35. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(2):247–52.
36. Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: A systematic review. *Int J Prosthodont.* 2008;21(1):27-36.
37. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. *J Oral Implantol.* 2003;29(5):242-245.
38. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2003;90(4):325-31.
39. Yüzügüllü B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(2):113-21.

7. Apêndice

7.1 Tabelas demonstrativas dos dados obtidos durante as medições dos componentes e implantes.

Tabela 2 - Implante G1.

Legenda	
implante	I
Componente	C
Titânio	Ti
Zircônia	
ZirkonZahn	Z
Zircônia NeoShape	N

Amostras	Ra[μ m]	Amostras	Ra[μ m]
I1.Ti.a.1	1,14	I1.Ti.d.1	0,697
I1.Ti.a.3	1,001	I1.Ti.d.3	0,901
I1.Ti.a.5	0,572	I1.Ti.d.5	1,122
I2.Ti.a.1	0,935	I2.Ti.d.1	0,938
I2.Ti.a.3	1,068	I2.Ti.d.3	0,924
I2.Ti.a.5	1,076	I2.Ti.d.5	0,916
I3.Ti.a.1	0,803	I3.Ti.d.1	0,697
I3.Ti.a.3	0,889	I3.Ti.d.3	0,985
I3.Ti.a.5	0,874	I3.Ti.d.5	0,771
I4.Ti.a.1	0,581	I4.Ti.d.1	0,456
I4.Ti.a.3	0,525	I4.Ti.d.3	0,443
I4.Ti.a.5	0,525	I4.Ti.d.5	0,54
I5.Ti.a.1	0,577	I5.Ti.d.1	0,999
I5.Ti.a.3	1,214	I5.Ti.d.3	0,512
I5.Ti.a.5	2,691	I5.Ti.d.5	0,617
I6.Ti.a.1	0,93	I6.Ti.d.1	0,78
I6.Ti.a.3	1,376	I6.Ti.d.3	0,906
I6.Ti.a.5	1,101	I6.Ti.d.5	1,007
I7.Ti.a.1	0,342	I7.Ti.d.1	0,413
I7.Ti.a.3	0,409	I7.Ti.d.3	0,305
I7.Ti.a.5	0,397	I7.Ti.d.5	0,431
I8.Ti.a.1	0,423	I8.Ti.d.1	0,975
I8.Ti.a.3	0,712	I8.Ti.d.3	0,989
I8.Ti.a.5	1,168	I8.Ti.d.5	0,872
I9.Ti.a.1	0,611	I9.Ti.d.1	1,11
I9.Ti.a.3	1,104	I9.Ti.d.3	0,992
I9.Ti.a.5	0,943	I9.Ti.d.5	0,855
I10.Ti.a.1	0,944	I10.Ti.d.1	1,097
I10.Ti.a.3	0,374	I10.Ti.d.3	0,729
I10.Ti.a.5	0,474	I10.Ti.d.5	0,727
Media I.Ti.a	0,8593	Media I.Ti.d	0,7902
DP	0,454291426	DP	0,233128705

Tabela 3 – Componente G1.

Amostras	Ra[μm]	Amostras	Ra[μm]
C1.Ti.a.1	2,366	C1.Ti.d.1	0,668
C1.Ti.a.3	2,201	C1.Ti.d.3	0,622
C1.Ti.a.5	3,494	C1.Ti.d.5	0,667
C2.Ti.a.1	0,643	C2.Ti.d.1	0,475
C2.Ti.a.3	0,588	C2.Ti.d.3	0,527
C2.Ti.a.5	0,748	C2.Ti.d.5	0,533
C3.Ti.a.1	0,402	C3.Ti.d.1	0,357
C3.Ti.a.3	0,556	C3.Ti.d.3	0,844
C3.Ti.a.5	0,553	C3.Ti.d.5	0,574
C4.Ti.a.1	0,477	C4.Ti.d.1	0,497
C4.Ti.a.3	0,401	C4.Ti.d.3	0,68
C4.Ti.a.5	0,41	C4.Ti.d.5	0,651
C5.Ti.a.1	0,352	C5.Ti.d.1	0,606
C5.Ti.a.3	0,69	C5.Ti.d.3	0,429
C5.Ti.a.5	0,391	C5.Ti.d.5	0,651
C6.Ti.a.1	0,784	C6.Ti.d.1	0,84
C6.Ti.a.3	0,755	C6.Ti.d.3	0,586
C6.Ti.a.5	0,715	C6.Ti.d.5	0,805
C7.Ti.a.1	0,601	C7.Ti.d.1	0,474
C7.Ti.a.3	0,463	C7.Ti.d.3	0,445
C7.Ti.a.5	0,406	C7.Ti.d.5	0,729
C8.Ti.a.1	0,735	C8.Ti.d.1	0,451
C8.Ti.a.3	0,669	C8.Ti.d.3	3,698
C8.Ti.a.5	0,844	C8.Ti.d.5	0,735
C9.Ti.a.1	0,537	C9.Ti.d.1	0,484
C9.Ti.a.3	0,438	C9.Ti.d.3	0,758
C9.Ti.a.5	0,622	C9.Ti.d.5	0,603
C10.Ti.a.1	0,462	C10.Ti.d.1	0,958
C10.Ti.a.3	0,708	C10.Ti.d.3	0,805
C10.Ti.a.5	0,425	C10.Ti.d.5	0,641
Media C.Ti.a	0,7812	Media C.Ti.d	0,726433333
DP	0,685958046	DP	0,579265866

Tabela 4 - Implante G2.

Amostras	Ra[μm]	Amostras	Ra[μm]
I1.Z.a.1	0,839	I1.Z.d.1	1,268
I1.Z.a.3	1,025	I1.Z.d.3	1,139
I1.Z.a.5	0,586	I1.Z.d.5	0,636
I2.Z.a.1	0,642	I2.Z.d.1	0,49
I2.Z.a.3	0,544	I2.Z.d.3	0,482
I2.Z.a.5	0,631	I2.Z.d.5	1,009
I3.Z.a.1	0,937	I3.Z.d.1	0,937
I3.Z.a.3	1,038	I3.Z.d.3	1,127
I3.Z.a.5	0,919	I3.Z.d.5	0,839
I4.Z.a.1	0,887	I4.Z.d.1	0,99
I4.Z.a.3	0,834	I4.Z.d.3	0,801
I4.Z.a.5	0,737	I4.Z.d.5	0,936
I5.Z.a.1	1,232	I5.Z.d.1	1,477
I5.Z.a.3	1,412	I5.Z.d.3	1,408
I5.Z.a.5	1,39	I5.Z.d.5	1,428
I6.Z.a.1	0,954	I6.Z.d.1	1,038
I6.Z.a.3	0,86	I6.Z.d.3	1,03
I6.Z.a.5	1,106	I6.Z.d.5	1,544
I7.Z.a.1	0,877	I7.Z.d.1	1,384
I7.Z.a.3	1,237	I7.Z.d.3	1,258
I7.Z.a.5	1,344	I7.Z.d.5	0,738
I8.Z.a.1	0,708	I8.Z.d.1	0,638
I8.Z.a.3	0,645	I8.Z.d.3	0,525
I8.Z.a.5	0,706	I8.Z.d.5	1,149
I9.Z.a.1	0,528	I9.Z.d.1	0,562
I9.Z.a.3	0,481	I9.Z.d.3	1,279
I9.Z.a.5	0,516	I9.Z.d.5	1,041
I10.Z.a.1	0,916	I10.Z.d.1	1,169
I10.Z.a.3	0,984	I10.Z.d.3	1,008
I10.Z.a.5	1,047	I10.Z.d.5	0,98
Media I.Z.a	0,8854	Media I.Z.d	1,010333333
DP	0,264547577	DP	0,303777406

Tabela 5 - Componente G2.

Amostras	Ra[μm]	Amostras	Ra[μm]
C1.Z.a.1	0,513	C1.Z.d.1	1,431
C1.Z.a.3	0,572	C1.Z.d.3	0,755
C1.Z.a.5	0,757	C1.Z.d.5	0,563
C2.Z.a.1	0,436	C2.Z.d.1	0,508
C2.Z.a.3	1,206	C2.Z.d.3	0,463
C2.Z.a.5	0,659	C2.Z.d.5	0,639
C3.Z.a.1	1,119	C3.Z.d.1	1,295
C3.Z.a.3	1,478	C3.Z.d.3	1,098
C3.Z.a.5	1,359	C3.Z.d.5	1,384
C4.Z.a.1	0,704	C4.Z.d.1	1,669
C4.Z.a.3	0,66	C4.Z.d.3	0,592
C4.Z.a.5	0,742	C4.Z.d.5	0,506
C5.Z.a.1	0,743	C5.Z.d.1	0,584
C5.Z.a.3	1,781	C5.Z.d.3	0,533
C5.Z.a.5	0,593	C5.Z.d.5	0,459
C6.Z.a.1	0,744	C6.Z.d.1	0,527
C6.Z.a.3	0,602	C6.Z.d.3	0,533
C6.Z.a.5	0,572	C6.Z.d.5	0,654
C7.Z.a.1	0,746	C7.Z.d.1	0,669
C7.Z.a.3	0,939	C7.Z.d.3	0,695
C7.Z.a.5	1,517	C7.Z.d.5	0,687
C8.Z.a.1	1,138	C8.Z.d.1	0,544
C8.Z.a.3	0,393	C8.Z.d.3	0,774
C8.Z.a.5	0,475	C8.Z.d.5	0,67
C9.Z.a.1	0,93	C9.Z.d.1	0,888
C9.Z.a.3	1,573	C9.Z.d.3	1,019
C9.Z.a.5	0,919	C9.Z.d.5	0,772
C10.Z.a.1	0,673	C10.Z.d.1	2,795
C10.Z.a.3	2,158	C10.Z.d.3	0,51
C10.Z.a.5	1,83	C10.Z.d.5	0,568
Media C.Z.a	0,951033333	Media C.Z.d	0,826133333
DP	0,464223451	DP	0,488496337

Tabela 6 - Implante G3.

Amostras	Ra[μm]	Amostras	Ra[μm]
I1.N.a.1	1,315	I1.N.d.1	1,337
I1.N.a.3	0,54	I1.N.d.3	1,785
I1.N.a.5	0,734	I1.N.d.5	0,778
I2.N.a.1	2,222	I2.N.d.1	1,784
I2.N.a.3	0,369	I2.N.d.3	1,499
I2.N.a.5	0,45	I2.N.d.5	1,067
I3.N.a.1	1,693	I3.N.d.1	1,335
I3.N.a.3	1,068	I3.N.d.3	1,115
I3.N.a.5	1,159	I3.N.d.5	1,16
I4.N.a.1	1,464	I4.N.d.1	0,642
I4.N.a.3	1,283	I4.N.d.3	0,589
I4.N.a.5	0,876	I4.N.d.5	1,531
I5.N.a.1	0,53	I5.N.d.1	0,967
I5.N.a.3	0,829	I5.N.d.3	1,022
I5.N.a.5	0,746	I5.N.d.5	1,182
I6.N.a.1	0,612	I6.N.d.1	1,026
I6.N.a.3	0,532	I6.N.d.3	0,852
I6.N.a.5	0,577	I6.N.d.5	1,03
I7.N.a.1	0,464	I7.N.d.1	1,02
I7.N.a.3	0,382	I7.N.d.3	1,186
I7.N.a.5	0,403	I7.N.d.5	1,292
I8.N.a.1	0,759	I8.N.d.1	1,516
I8.N.a.3	0,605	I8.N.d.3	1,331
I8.N.a.5	1,238	I8.N.d.5	1,479
I9.N.a.1	1,088	I9.N.d.1	1,309
I9.N.a.3	0,933	I9.N.d.3	1,183
I9.N.a.5	0,568	I9.N.d.5	1,335
I10.N.a.1	0,835	I10.N.d.1	1,245
I10.N.a.3	1,278	I10.N.d.3	1,092
I10.N.a.5	0,922	I10.N.d.5	1,135
Media I.N.a	0,882466667	Media I.N.d	1,194133333
DP	0,43354996	DP	0,285167311

Tabela 7 - Componente Neodent.

Amostras	Ra[μ m]	Amostras	Ra[μ m]
C1.N.a.1	2,134	C1.N.d.1	0,896
C1.N.a.3	0,982	C1.N.d.1	0,796
C1.N.a.5	0,541	C1.N.d.5	1,324
C2.N.a.1	0,825	C2.N.d.1	0,513
C2.N.a.3	0,842	C2.N.d.3	0,705
C2.N.a.5	1,056	C2.N.d.5	0,764
C3.N.a.1	0,813	C3.N.d.1	0,884
C3.N.a.3	0,885	C3.N.d.3	0,618
C3.N.a.5	0,847	C3.N.d.5	0,609
C4.N.a.1	0,882	C4.N.d.1	0,881
C4.N.a.3	1,036	C4.N.d.3	0,836
C4.N.a.5	1,106	C4.N.d.5	0,994
C5.N.a.1	1,289	C5.N.d.1	0,997
C5.N.a.3	1,263	C5.N.d.3	0,802
C5.N.a.5	1,084	C5.N.d.5	0,813
C6.N.a.1	0,876	C6.N.d.1	0,668
C6.N.a.3	0,94	C6.N.d.3	0,625
C6.N.a.5	0,854	C6.N.d.5	0,532
C7.N.a.1	0,854	C7.N.d.1	0,791
C7.N.a.3	0,659	C7.N.d.3	0,9
C7.N.a.5	1,004	C7.N.d.5	0,798
C8.N.a.1	0,906	C8.N.d.1	0,867
C8.N.a.3	0,872	C8.N.d.3	0,619
C8.N.a.5	0,864	C8.N.d.5	0,774
C9.N.a.1	0,809	C9.N.d.1	1,776
C9.N.a.3	0,727	C9.N.d.3	1,992
C9.N.a.5	0,878	C9.N.d.5	2,455
C10.N.a.1	1,044	C10.N.d.1	0,688
C10.N.a.3	0,825	C10.N.d.3	1,236
C10.N.a.5	0,881	C10.N.d.5	1,588
Media C.N.a	0,9526	Media C.N.d	0,958033333
DP	0,2716695	DP	0,450759167

7.2 Artigo 2

Artigo elaborado segundo as normas da revista *Prothesis laboratory in Science*

Tecnologia Cad/Cam:revisão de literatura e relato de caso clínico.

Technology Cad / Cam: literature review and case report.

Rafael Kossatz Menezes Alves¹

Sérgio Rocha Bernardes²

Edson Durval Menezes Alves³

¹ Aluno do curso de Mestrado em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico.

² Mestre em Reabilitação Oral pela Universidade Federal de Uberlândia, Doutor em Reabilitação Oral pela USP/Ribeirão Preto.

³ Mestre e Doutorando em Implantodontia no Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic, em Campinas – SP.

Endereço do Autor:

Dr. Rafael Kossatz Menezes Alves
Av. Bauduíno Taques, 1020. CEP 84010 050
Ponta Grossa - Paraná - Brasil - email: rafaelalvescro@gmail.com

Resumo

As estruturas protéticas sobre implantes normalmente são fabricadas usando um método de cera perdida e fundição. De acordo com a literatura, tal método apresenta limites para que seja alcançado um ajuste passivo adequado à medida que cada passo do processo possibilita imprecisões devido ao encolhimento ou expansão de polimerização levando a desadaptações e procedimentos de solda. Novas técnicas e materiais vem surgindo, sendo pesquisados e testados clinicamente. A evolução dos sistemas *CAD/CAM* usados atualmente na Odontologia tornou capaz de produzir restaurações protéticas de alta qualidade e com mais opções de materiais restauradores e tipos de prótese. Uma revisão de literatura da evolução na produção de próteses dentais e um relato de caso clínico será discutido neste artigo.

Palavras chave: Zircônia; Prótese Dentária; Implantes Dentários.

Abstract

The prosthetic implant structures are typically manufactured using a lost wax method and casting . According to the literature, this method has limits in order to reach an appropriate passive fit as each step of the process provides inaccuracies due to shrinkage or expansion of polymerization leading to mismatches and welding procedures . New techniques and materials is emerging , being researched and clinically tested . The evolution of CAD / CAM systems currently used in dentistry became capable of producing high quality prosthetics and more options for restorative materials and types of prosthesis. A literature review of developments in the production of dental prostheses and one case report will be discussed in this article .

Keywords: Zirconia; Prosthodontics; Dental Implants.

Introdução

A utilização de implantes osseointegrados para reabilitação de ausências dentárias múltiplas e unitárias possui sucesso clínico a longo prazo consolidado.⁶ Entretanto, o aumento das exigências estéticas desses tratamentos, principalmente em áreas anteriores, adicionou aos critérios de sucesso em implantodontia estabelecidos anteriormente, osseointegração do implante e restabelecimento da função, a preocupação com a presença natural e manutenção dos tecidos ao redor das próteses.²

Baseado nestes aspectos, materiais cerâmicos começaram a ser desenvolvidos e utilizados para a confecção de infraestruturas, pilares e coroas,^{3,4,7,8}. Com o objetivo de mimetizar as propriedades ópticas das estruturas dentárias, embora apresentassem inicialmente características mecânicas inferiores aos metais.^{6,8} Em 1994, foi proposto o primeiro pilar cerâmico estético em denso óxido de alumínio (Al_2O_3) para implantes do sistema Brånemark (Cer-Adapt, Nobel Biocare, Suécia). Contudo, esses pilares apresentaram problemas como radiolucidez e baixa resistência a fratura, embora estudos encorajassem a sua utilização e a realização de novas pesquisas.³

O dióxido de Zircônia (ZrO_2) passou a ser utilizado e pesquisado em larga escala. Como alternativa estética de características mecânicas próxima a dos metais. Além disso, apresentava baixa condutividade térmica, baixo potencial de corrosão, boa radiopacidade e compatibilidade biológica.⁵⁻⁷ Por outro lado, a adição de óxidos estabilizadores a materiais cerâmicos puros resulta num material mais estável. No caso da zircônia, esta passa a ser conhecida como zircônia parcialmente estabilizada (PSZ)¹² e apresenta substancial melhora em sua resistência¹⁷. A zircônia-ítria tetragonal policristalina (Y-TZP) apresenta excelente resistência mecânica e tenacidade à fratura, resistência ao desgaste, além de ser

biocompatível¹² o que favorece seu uso na área biomédica, como ortopedia e na odontologia¹⁶.

Simultaneamente a esse processo, foram introduzidos sistemas computadorizados de desenvolvimento e fabricação de pilares e coroas (CAD/CAM) que permitiram maior velocidade no processo de confecção da prótese, menores alterações dimensionais entre as estruturas devido a diminuição de etapas laboratoriais como enceramento e fundição, principalmente no que diz respeito à desadaptação vertical, horizontal e liberdade rotacional.^{2,3,5,6} Diferente do método que havia sido desenvolvido, o MAD//MAN, que é um sistema de usinagem manual de 4 eixos onde o técnico em prótese dentária realiza uma cópia de uma estrutura pré-fabricada em resina acrílica ou de um componente protético usinado.

Diversos estudos têm demonstrado uma relação direta entre a desadaptação do hexágono e a sua junção com o parafuso, com a liberdade rotacional dos pilares, fator este de grande relevância para a estabilidade dos pilares¹⁰. Comparações entre pilares pré-fabricados em titânio e pilares cerâmicos CAD/CAM não demonstraram diferença com relação a liberdade rotacional em seus resultados, ambos tiveram valores próximos a 3 graus, valor este inferior ao de 5 graus tido como máximo permitido pelas empresas.

Bernardes et al., em 2012, realizaram uma revisão crítica de literatura sobre a tecnologia CAD/CAM aplicada a prótese dentária e sobre implantes. Novas tecnologias utilizadas na Odontologia, como a digitalização de imagens, levaram a mudanças significativas na obtenção de próteses e infraestruturas protéticas. A grande área da engenharia desenvolve processos para fabricação de diversos produtos industrializados com auxílio da tecnologia CAD/CAM (Computer-aided design/Computer-aided manufacturing - desenho auxiliado por computação e usinagem auxiliada por computação). O uso desta técnica vem sendo sugerido na clínica odontológica desde a década de setenta,

com o objetivo de simplificar, automatizar e garantir níveis de qualidade com adaptações micrométricas das próteses dentárias. O processo pode envolver diferentes ambientes: industrial, laboratorial ou clínico. Com base nos dados encontrados na literatura científica, os autores concluíram que a evolução dos sistemas *CAD/CAM* usados atualmente na Odontologia tornou capaz produzir restaurações protéticas de alta qualidade e com muitas opções de materiais restauradores e tipos de próteses. Apesar disso, a técnica, por si só, não é decisiva para o sucesso, pois envolve várias etapas. Os vários passos envolvidos devem ser controlados para correta conclusão de um trabalho. Assim, a técnica depende diretamente dos passos clínicos, do escaneamento, da modelagem computacional, da fabricação, do controle de qualidade, das opções de materiais, dos tipos de prótese e da finalização laboratorial.

A partir do exposto, o presente trabalho objetiva relatar um caso clínico de arco total feito sobre implantes dentários através da técnica *CAD/CAM* ZirkonZahn e solucionado com uma infraestrutura de zircônia e aplicação de cerâmica nos dentes anteriores.

Relato de caso 1

Paciente do gênero masculino, 72 anos, compareceu a clínica com ausência de alguns dentes (Figura 1, 2 e 3). Após cuidados com a higienização e profilaxia do paciente foi realizada a cirurgia de exodontia de nove dentes com doença periodontal e foram realizados 8 implantes Alvim cone-Morse (Neodent, Curitiba, Brasil), na mesma sessão, para reabilitar a maxila com uma prótese fixa sobre os implantes unida em todo o arco.



Figura 1- Radiografia Panorâmica do paciente antes da cirurgia.



Figura 2- Foto oclusal paciente antes da cirurgia.



Figura 3- Foto do sorriso inicial do paciente.

Antes da cirurgia foi feita uma moldagem, confecção de um plano de cera, para a montagem dos dentes. Com a montagem ajustada foi realizada a cópia em Zetalabor, colocado resina acrílica transparente para confecção de uma guia cirúrgico. Com o guia finalizado foi iniciado a cirurgia.

Todos os implantes tiveram torques adequados para carga imediata, foram escolhidos mini-pilares para uma segurança maior e uma mais fácil adaptação. Após aplicação de 32N

nos mini-pilares foi feita a escolha por uma moldagem com guia multifuncional, transfers de parafuso longo unidos com resina Pattern GC. O material usado para moldagem foi um silicone de condensação (Speedex-Coltone). Foi colocado parafusos curtos durante a realização do registro, feito com a mesma resina.

Para realização das próteses pelo método CAD/CAM, foi realizada obtido um modelo que junto ao Zetalabor foi confeccionado um enceramento para prova em boca unido aos implantes. Quando foi alcançada uma estética adequada, após ajustes laboratoriais, foi levado para o scanner junto modelo para ser escaneado através do scanner S600 Arti (ZirkonZahn) (Figura 4). Com o modelo digital foi definido um projeto para a futura prótese e proposto a utilização do bloco de zircônia Prettau (ZirkonZahn, Gais, Itália)(figura 5) o qual consiste em uma zircônia translúcida, mais estética e de alta resistência. A fresadora CNC utilizada foi M5 (ZirkonZahn) (Figura 4) que possui 5 eixos. A zircônia possui 3 fases: monoclinica, tetragonal e cúbica, o bloco vem na fase monoclinica com volume 25% maior, quando é sinterizada muda para a fase tetragonal e diminui de tamanho ficando no tamanho ideal como do planejamento.



Figura 4- scanner S600 Arti ZirkonZahn e fresadora M5 ZirkonZahn.

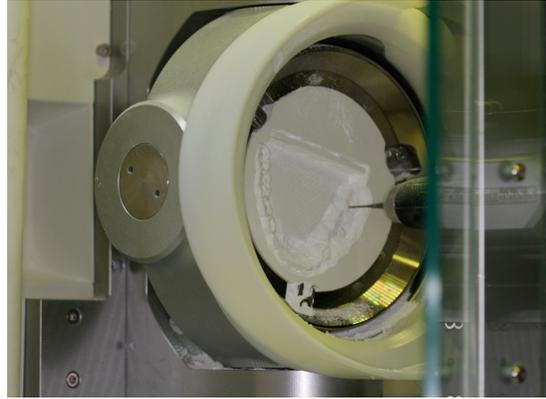


Figura 5- Bloco de zircônia Prettau em processo de fresagem.

Após a fresagem completa o bloco é maquiado com corantes (figura 6) para pigmentação do sulcos e características dos dentes posteriores e da gengiva, em seguida, é colocado no forno de cerâmica que leva cerca de 8 horas para sinterizar. O projeto é feito com desgastes nos dentes anteriores e na gengiva para que seja aplicada a cerâmica para permitir uma melhor caracterização, translucidez e estética (Figura 7), e colocada no forno cerâmico novamente para sinterização e para dar o glaze na peça (Figura 8).



Figura 6- Bloco recebeu corante nos sulcos e gengiva.



Figura 7- caracterização dos dentes anteriores e na gengiva com cerâmica.



Figura 8- Após glaze

Como só foi feita a prótese definitiva após várias provas do enceramento e total certeza da estética adequada, não foi necessário provar a infra-estrutura. As suturas foram retiradas após uma semana, no dia de entrega da prótese definitiva. Como este processo é rápido e foi necessário uma compensação gengival na prótese, não foi necessário a confecção de um provisório.

Foi realizada uma radiografia panorâmica e 4 periapicais para analisar a adaptação da peça (Figura 9, 10, 11, 12 e 13). E aplicado 10 Ncm em cada parafuso sobre o mini-pilar cônico como recomendado pelo fabricante.

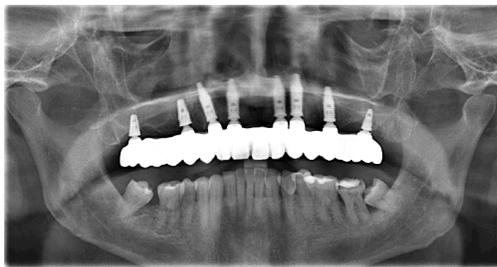


Figura 9- Radiografia Panorâmica após cirurgia.



Figura 10- Radiografia periapical da região dos implantes 14 e 16. Figura 11 – Radiografia periapical da região dos implantes 13 e 12. Figura 12 – Radiografia periapical da região dos implantes 22 e 23. Figura 13 – Radiografia periapical da região dos implantes 24 e 26.

Após a análise da adaptação final da peça foi feito os ajustes oclusais, o fechamento com resina fotopolimerizável nas entradas dos parafusos e o polimento final, com isso concluímos o caso com sucesso (Figura 14,15,16).



Figura 14 – Foto Oclusal do paciente após entrega da prótese .



Figura 15 – Sorriso intrabucal paciente.



Figura 16- Sorriso extrabucal paciente uma semana após a cirurgia.

Discussão

Os primeiros protocolos de tratamento com implantes osseointegrados baseavam-se na reabilitação de mandíbulas totalmente edêntulas, em pacientes considerados por Brånemark como “inválidos orais”, obtendo-se altos índices de sucesso.^{1,2}

Visando a estabilidade e o sucesso da prótese implanto-suportada, uma condição essencial é que haja adequada adaptação entre as peças e que esta, seja passiva. Na literatura não há consenso a respeito de uma definição clara e precisa de adaptação passiva, mas considera-se que ela ocorre quando a prótese é conectada sem que tensões sejam geradas no sistema e, ainda, que ela deve ser avaliada em 3 eixos: vertical, horizontal e angular, devendo a prótese estar livre de báscula ou interfaces verticais e horizontais³. Do ponto de vista mecânico, a passividade das próteses é fundamental para a estabilidade dos

componentes, já que evidências demonstram que a falta de passividade pode ser a causa da alta taxa de complicações mecânicas relatadas, especialmente de afrouxamento de parafusos. Avaliações da adaptação marginal de componentes protéticos mostram que os mesmos apresentam certo grau de desajuste que pode variar conforme o fabricante e que os procedimentos laboratoriais necessários à confecção da prótese tendem a aumentar o desajuste marginal ⁵.

Sistemas computadorizados de desenvolvimento e fabricação de pilares e coroas (CAD/CAM) que permitiram maior velocidade no processo de confecção da prótese, menores alterações dimensionais entre as estruturas devido a diminuição de etapas laboratoriais como enceramento e fundição, principalmente no que diz respeito à desadaptação vertical, horizontal e liberdade rotacional ^{2,3,6,7}.

O interesse na utilização da zircônia como biomaterial odontológico partiu de sua boa estabilidade química e dimensional, resistência mecânica, dureza e um módulo de Young da mesma magnitude do aço inoxidável^{7,10}. A zircônia apresenta três formas cristalográficas: monoclinica, tetragonal e cúbica dependendo da adição de componentes como cálcio (CaO), magnésio (MgO), ítria (Y₂O₃) ou céria (CeO₂). Estes componentes estabilizam a fase tetragonal metaestável a temperatura ambiente⁹. A concentração do agente estabilizador ou dopante tem um papel determinante no desempenho do material sob fadiga¹⁴.

Quando adicionada uma grande quantidade (8-12%) de dopante, uma fase cúbica totalmente estabilizada pode ser produzida, o que inviabiliza a transformação de fase tetragonal-monoclinica, resultando num pior desempenho. No entanto, ao adicionar quantidades menores (3-5% em peso), é produzida zircônia tetragonal parcialmente estabilizada. A zircônia tetragonal é estável em temperatura ambiente, porém, sob tensão,

esta fase pode sofrer alteração para a fase monoclinica, com um aumento subsequente de cerca de 4,5% em volume. Este mecanismo, conhecido como “tenacificação por transformação”, é o principal responsável pelas superiores propriedades mecânicas da zircônia^{2,12,16}.

Quando analisamos uma prótese antiga confeccionada em cerâmica podemos perceber que existem menos manchas e menor adesão bacteriana do que uma realizada em resina acrílica. Como a cerâmica é mais lisa e possui menos imperfeições a estética e durabilidade é maior. Quando realizamos uma prótese de arco total em zircônia devemos analisar a sua alta resistência. Pois os movimentos de desoclusão e guias são realizados em dentes feitos de zircônia, diferentemente das metalocerâmicas onde esse contato ocorre em cerâmica. Assim o risco de fraturas diminui, e quando ocorre, existe a possibilidade de aplicar cerâmica, podendo ir ao forno, pois não sofre oxidação como o metal.

Considerações Finais

Com o avanço tecnológico, muitos problemas que antes não tinham soluções, foram desenvolvidos métodos para solucioná-los. Processos CAD/CAM vem historicamente diminuindo as chances de desajustes entre pilar e prótese, contudo, ainda necessitamos de uma boa moldagem e um laboratório de confiança. A zircônia possibilitou a realização de próteses mais estéticas e com boa resistência contudo necessitamos de mais estudos laboratoriais longitudinais para obter uma certeza quanto à estes temas.

Referencias

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):347-59.

2. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;60(1):75-84.
3. Assunção WG, Barão VAR, Delben JA, Gomes EA, Garcia IR, Jr. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthet Res* 2011; 55(1):12-8.
4. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/ CAM crown-copings on chamfer preparation. *J Oral Rehabil* 2005;32(6):441-7.
5. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8(2):162-78.
6. Glauser R, Sailer I, et al. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004; 17(3):285-90.
7. Kollar A, Huber S, Mericske E, et al. Zirconia for teeth and implants: A case series. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28(5):479-87
8. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007; 35(11):819-26.
9. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial, a review. *Biomaterials* 1999; 20(1):1-25.
10. Sadan A, Blatz M, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005; 25(3):213-9.
11. Schneider R. Implant replacement of the maxillary central incisor utilizing a modified ceramic abutment (Thommen SPI ART) and ceramic restoration. *J Esthet Restor Dent* 2008, 20(1):21-8
12. Souza CF. Resistência à fratura de subestruturas para próteses fixas posteriores de zircônia densa sob testes de fadiga cíclica. Dissertação (Mestrado). Rio de Janeiro – UFRJ; 2007.

13. Stevens R. Introduction to Zirconia – Zirconia and Zirconia Ceramics. In: Magnesium Elektron Publication. 1986;113:1-51.
14. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of Zireal abutments with hexagonal connection: In Original state and following abutment preparation. *Int j Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(1):108-14.
15. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int j Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(4):575-80.
16. Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and clinical success of zircônia dental implants: A systematic review. *Int J Prosthodont.* 2008;21(1):27-36.
17. Yildirim M, Fischer H, Marx R, et al. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003; 90(4):325-31.

8. Anexo

Normas dos artigos:

Artigo 1- *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*

http://www.quintpub.com/journals/omi/jomi_authorguide.pdf

Artigo 2 - *Prosthesis Laboratory in Science*

<http://www.editoraplena.com.br/plscience/normas-de-publicacao>