

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
CENTRO INTEGRADO DE SAÚDE
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PPG – MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

GABRIEL PINHEIRO LACERDA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO PROPORCIONADA POR
DIFERENTES TIPOS DE CIMENTOS RESINOSOS EM PILARES
HÍBRIDOS DE ZIRCÔNIA**

Juiz de Fora

2015

GABRIEL PINHEIRO LACERDA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO PROPORCIONADA POR
DIFERENTES TIPOS DE CIMENTOS RESINOSOS EM PILARES
HÍBRIDOS DE ZIRCÔNIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós - Graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre. Área de concentração: Clínica Odontológica

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Fabíola Pessoa Pereira Leite

Juiz de Fora

2015

GABRIEL PINHEIRO LACERDA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO PROPORCIONADA POR
DIFERENTES TIPOS DE CIMENTOS RESINOSOS EM PILARES
HÍBRIDOS DE ZIRCÔNIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós - Graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre. Área de concentração: Clínica Odontológica

Aprovado em 27/04/2015

BANCA EXAMINADORA

Prof^a. Dr^a. Fabíola Pessôa Pereira Leite (Orientadora)
Faculdade de Odontologia/UFJF

Prof. Dr. Rodrigo Furtado de Carvalho
Faculdade de Odontologia/UFJF-GV

Prof. Dr. Rodrigo Guerra de Oliveira
Faculdade de Ciências Médicas e da Saúde de Juiz de Fora - FCMS/JF

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho ao meu filho Rafael,
minha maior fonte de motivação.

À minha esposa Mariane, pelo seu amor e
apoio incondicional.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da UFJF, por me proporcionar possibilidades de crescimento profissional e meios para que este trabalho pudesse ser concretizado.

À Prof^a. Dr^a. Fabíola Pessoa Pereira Leite, por ter confiado em mim e ter aceitado ser minha orientadora.

Ao Prof. Rodrigo Furtado de Carvalho, pelo comprometimento, dedicação e compreensão.

Ao Prof. Rodrigo Guerra de Oliveira, por ter aceitado o convite de participar da banca examinadora de defesa da dissertação.

Ao Prof. Estevão Tomomitsu Kimpara, por ter aceitado o convite de participar da banca examinadora de qualificação deste projeto de pesquisa.

Ao meu colega de turma João Paulo Sudré, pelo companheirismo e por ter me ajudado diretamente na execução dos testes laboratoriais deste estudo.

A todos os funcionários do Mestrado em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia da UFJF, por sempre se mostrarem dispostos a me auxiliar.

A Deus, por me dar saúde e vontade de evoluir sempre.

RESUMO

O propósito deste estudo foi avaliar *in vitro*, a resistência de união entre os constituintes dos pilares híbridos de zircônia, comparando diferentes tipos de cimentos resinosos. Para a realização do presente estudo foram confeccionadas trinta peças de zircônia com formato anatômico de primeiro molar inferior direito. Estas foram divididas em três grupos de acordo com os cimentos resinosos a serem utilizados para cimentá-las sobre bases metálicas de titânio: Grupo A- cimento auto adesivo de dupla ativação, Grupo B- cimento de dupla ativação convencional e Grupo C- cimento quimicamente ativado. Posteriormente ao processo de cimentação, os 30 corpos de prova foram armazenados em água destilada por 24 horas em temperatura ambiente e em seguida, foram submetidos à ciclagem térmica em equipamento específico sendo submetidos a banhos em 5° C e 55° C, com 30 segundos de permanência em cada banho, tempo de deslocamento de 2 segundos, totalizando 6.000 ciclos. Os testes de ciclagem mecânica foram realizados com os corpos de prova imersos em água destilada a 37° C, com carga de 100N, frequência de 2Hz e 200.000 ciclos. Após os testes termomecânicos, os espécimes foram submetidos a testes de tração na máquina de ensaio universal EMIC DL 2000. Os valores de resistência de união foram obtidos em Quilograma Força (Kgf) para cada espécime. Os dados obtidos pelo ensaio de tração foram submetidos ao teste ANOVA, com nível de significância de 5%. Anterior a realização deste teste, os dados foram verificados quanto a sua normalidade e homocedasticidade pelos testes de Shapiro-Wilk e Bartlett, respectivamente. Por meio de um estereomicroscópio verificou-se que o modo de falha de cimentação do tipo adesiva, entre cimento resinoso e superfície de zircônia, ocorreu em todos os corpos de provas. Conclui-se que os diferentes tipos de cimentos resinosos testados neste estudo se comportaram de maneira eficiente na cimentação das duas peças dos pilares híbridos de zircônia.

Palavras-chave: cimentação, pilar híbrido de zircônia, implante dental

ABSTRACT

Objective: The purpose of this study was to evaluate in vitro by means of tensile test, the bond strength of the constituents of zirconia abutments of two pieces in unit restorations on implants with prosthetic connections cone morse type, comparing three different types of cements resinous. Materials and Methods: Thirty zirconia pieces with the mandibular first molar format were divided into three groups according to the cement to be used to cement them on metal titanium bases: Group A- Relyx U200, Group B- Panavia F 2.0 and Group C- Multilink. Subsequently the process of cementing, the 30 specimens were stored in distilled water for 24 hours at room temperature and then were submitted to thermal cycling in specific equipment undergoing baths in 5°C and 55°C, with 30 seconds remaining in each bath, 2 seconds travel time, totaling 6.000 cycles. The mechanical cycling tests were performed with the samples immersed in distilled water at 37°C, with 100N load, frequency of 2Hz and 200.000 cycles. After the thermomechanical tests, the specimens were subjected to tensile tests in a universal testing machine EMIC DL 2000. The bond strength values were supplied by the computer of the testing machine, and obtained in kilogram force (Kgf) individually for each specimen. The data obtained from tensile test were submitted when ANOVA test, with significance level of 5 %. Previous conducting this test, the data were checked for normality and homocedasticity those testicles - Wilk Shapiro and Bartlett, respectively. By means of a stereomicroscope has been found that the adhesive cementation failure mode to type, resin cement and surface zirconia occurred in all the evidence of bodies. It is concluded that the three types of resin cements tested in this study behaved way efficient cementation of two parts of hybrid pillars of zirconia.

Key words: cementation, hybrid abutment zirconia, dental implants

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

- (BIS-GMA) Bisfenol glicidil metacrilato
- (CAD/CAM) Computer-assisted design/Computer-assisted manufacturing
- (HEMA) Hidroxietil metacrilato
- (HV) Dureza Vickers
- (Hz) Hertz
- (Kg) Quilograma
- (Kgf) Quilograma força
- (MDP) Monômeros fosfatados
- (META) Metacrilato de oxietil trimelitato anidrido
- (MEV) Microscopia eletrônica de varredura
- (mm) Milímetro
- (MMA) Metilmetacrilato
- (Mpa) Megapascal
- (N) Newton
- (PVC) Policloreto de vinil
- (TEGDMA) Glicol dimetacrilato
- (UDMA) Uretanodimetacrilato
- (UFJF) Universidade Federal de Juiz de Fora
- (Y- TZP) Zircônia policristalina tetragonal estabilizada por Ítrio
- (°C) Grau Celsius
- (µm) Micrômetro

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Interface metálica dos pilares híbridos de zircônia e análogo do implante cone morse.

Figura 2: Delineador utilizado para posicionar os análogos no interior do tubo de PVC.

Figura 3: Tubo de PVC e base pré-fabricada (metálica) para padronização do posicionamento.

Figura 4: Parafuso Washing Screw e réplica do implante cone morse.

Figura 5: Parafuso acoplado ao análogo e posicionado na haste vertical do delineador para ser posicionado no centro do tubo de PVC.

Figura 6: Análogo do implante incluído no interior do tubo de PVC.

Figura 7: Imagem digitalizada da interface metálica após escaneamento.

Figura 8: Projeto do corpo de zircônia sobre a imagem digitalizada da interface metálica.

Figura 9: Posicionamento digital do pilar no bloco de zircônia.

Figura 10: Cuba ultrassônica utilizada no processo de limpeza das peças de zircônia e das bases metálicas.

Figura 11: Interior das bases metálicas preenchidas com cera utilidade.

Figura 12: Single Bond Universal e Cimento Relyx U200.

Figura 13: Realização do tratamento de superfície químico na peça antes da cimentação.

Figura 14: Cimentação dos constituintes do pilar híbrido com cimento Relyx U200.

Figura 15: Fotopolimerização do cimento Relyx U200.

Figura 16: Alloy Primer e cimento Panavia F 2.0.

Figura 17: Metal/Zircônia Primer e Cimento Multilink.

Figura 18: Corpo de prova cimentado com cimento Multilink submetido a uma carga constante de 5kg por 10 minutos.

Figura 19: Corpos de prova separados por grupos A, B e C.

Figura 20: Termocicladora.

Figura 21: Simulador de fadiga mecânica.

Figura 22: Máquina de ensaio universal EMIC DL – 2000.

Figura 23: Novo cilindro de PVC com bordas e superfície devidamente vaselinadas.

Figura 24: A- preenchimento com cera utilidade até o nível da borda do cilindro de PVC e aplicação de vaselina sólida; B e C- Isolamento absoluto da peça de zircônia com látex.

Figura 25: A- posicionamento dos cilindros de PVC e B- inclusão da peça de zircônia com resina acrílica quimicamente ativada.

Figura 26: A- matriz para padronização dos cilindros de PVC e B- Tubos de PVC adaptados na matriz de posicionamento até a presa final da resina acrílica.

Figura 27: A- adaptação do parafuso na porção superior da máquina de ensaios; B e C- união do parafuso ao tubo de PVC com resina acrílica quimicamente ativada.

Figura 28: Diagrama estatístico dos valores de resistência de união encontrados em cada grupo.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Materiais utilizados na pesquisa.

Tabela 2: Divisão dos grupos.

Tabela 3: Composição dos agentes cimentantes.

Tabela 4: 1, 2 e 3: Composição dos subgrupos para os testes de ciclagem mecânica.

Tabela 5: A, B e C: valores individuais obtidos para cada corpo de prova dentro dos grupos de cimentos testados.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	17
2.1	PILARES PROTÉTICOS.....	17
2.2	ZIRCÔNIA: características gerais.....	22
2.3	CONEXÃO PROTÉTICA TIPO CONE MORSE	23
2.4	CIMENTOS RESINOSOS.....	26
2.4.1	CLASSIFICAÇÃO DOS CIMENTOS RESINOSOS	27
2.5	TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE E RESISTÊNCIA DE UNIÃO	29
3	PROPOSIÇÃO	32
4	METODOLOGIA.....	33
4.1	DELINEAMENTO DO ESTUDO.....	33
4.2	MATERIAL.....	33
4.3	OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	34
4.3.1	CONFECÇÃO DOS PILARES DE ZIRCÔNIA.....	37
4.3.2	ESTABELECIMENTO DOS GRUPOS.....	39
4.3.3	CIMENTAÇÃO DOS PILARES.....	39
4.3.4	TESTE DE CICLAGEM TÉRMICA.....	47
4.3.5	TESTE DE CICLAGEM MECÂNICA.....	48
4.3.6	ENSAIOS MECÂNICOS DE TRAÇÃO.....	50
4.3.7	PREPARO DOS CORPOS DE PROVA PARA O TESTE DE TRAÇÃO.....	50
4.3.8	ADAPTAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA NA MÁQUINA DE ENSAIOS.....	52
5	RESULTADOS	54
5.1	RESULTADOS INDIVIDUAIS EM CADA GRUPO ESTUDADO	54
5.2	ANÁLISE DO TIPO DE FALHA DE CIMENTAÇÃO.....	55
5.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	55
6	DISCUSSÃO	56
7	CONCLUSÃO	65
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	66

1 INTRODUÇÃO

A utilização dos implantes ósseo-integrados para substituição de dentes ausentes é uma alternativa importante na Odontologia contemporânea. O sucesso clínico e biológico demonstrado em estudos prospectivos tem levado a uma grande aceitação e utilização de implantes dentais na reabilitação protética de pacientes edêntulos totais e parciais, devolvendo-lhes satisfatoriamente função e estética (BRANEMARK et al., 1985; ALBREKTSSON et al., 1988; SANZ et al., 1990).

O tratamento odontológico com implante ósseo-integrável requer duas etapas: uma cirúrgica e uma protética. O êxito da fase protética está diretamente relacionado com a fase cirúrgica e ambas dependem de diagnóstico, avaliação e planejamento cuidadosos (TAYLOR et al., 2000).

Os componentes que fazem a conexão entre a prótese e o implante, com a função de absorver parte da força gerada durante a mastigação e também solucionar problemas ou limitações ocorridas durante o processo cirúrgico, são conhecidos como pilares protéticos, intermediários, conexões ou conectores, *abutments* e também transmucosos (CARDOSO et al., 2007).

Tanto os implantes quanto os pilares protéticos são comumente fabricados em ligas de titânio devido à sua biocompatibilidade e propriedades mecânicas bem documentadas na literatura (CARDOSO et al., 2007, LINKEVICIUS e APSE, 2008, NAKAMURA et al., 2010, MITSIAS et al., 2010, APICELLA et al., 2011, TAYLOR et al., 2014). Entretanto, o resultado estético se tornou critério adicional ao se avaliar o sucesso de uma reabilitação oral implantossuportada, e apesar das muitas modificações na geometria e fabricação de pilares metálicos, o seu uso não atende à esse requisito estético em algumas situações (NAKAMURA et al., 2010). Em caso de recessão gengival, a exposição do pilar metálico leva ao fracasso da reabilitação em regiões estéticas. Além dessa condição, quando do uso de pilar metálico em pacientes com biótipo gengival fino, um aspecto acinzentado pode ser observado por transparência do tecido periimplantar (PARK et al., 2007; FARIA R. et al., 2013).

A demanda dos pacientes por melhor estética, tem resultado no desenvolvimento de novos componentes protéticos, materiais cerâmicos e conceitos de tratamentos odontológicos, buscando cada vez mais alcançar um aspecto natural nas reabilitações orais. (ANDERSSON et al., 2001).

A necessidade estética e o desejo de não se ter estruturas metálicas são fatores que enfatizaram a importância dos sistemas cerâmicos nas reabilitações implantossuportadas. Componentes cerâmicos têm sido introduzidos por muitos fabricantes, proporcionando pilares mais estéticos que os consagrados pilares de titânio (BOTTINO et al., 2005).

Os pilares cerâmicos oferecem vários benefícios em relação aos tradicionais metálicos. Primeiramente, quando se envolve região estética, sua superioridade é devido às suas propriedades ópticas favoráveis (BRESSAN et al., 2011). Um segundo benefício está relacionado à biocompatibilidade, em que observa-se uma menor adesão bacteriana na zircônia quando comparada ao titânio (SCARANO et al., 2004) e uma barreira mucosa favorável na região peri-implantar, devido à melhor inserção de fibras do tecido periodontal, propiciada pela zircônia (WELANDER et al., 2008).

Apesar de possuírem características favoráveis quando comparados aos pilares metálicos, estudos clínicos e laboratoriais, têm relatado fratura dos pilares cerâmicos (ABOUSHLIB e SALAMEH, 2009), as quais estão mais propensas a acontecerem na região da interface do pilar com o parafuso de fixação e na superfície de contato do pilar cerâmico com o implante, devido à diferenças dos módulos de elasticidade entre a cerâmica e o titânio, (NGUYEN et al., 2009).

Um parâmetro de extrema importância a ser considerado ao avaliar o comportamento biomecânico de um pilar protético é o tipo de conexão com o implante (SCHMITT et al., 2014; CUMBO et al., 2013; GRACIS et al., 2012).

As conexões protéticas do tipo externas, embora sejam amplamente utilizadas na implantodontia, têm tido seu uso substituído pelas conexões internas, visto que, algumas condições mecânicas, biológicas e estéticas foram aprimoradas: dissipação das tensões peri-implantares (SCHMITT et al., 2014; CUMBO et al., 2013), selamento bacteriano na interface implante/pilar (SCHMITT et al., 2014; ASSENZA et al., 2012) e maiores volumes de tecido peri-implantar com o uso do conceito de plataforma estendida (SCHMITT et al., 2014; LEWIS e KLINEBERG, 2011).

Nos pilares de conexão interna, a quantidade de material na extensão de interface com o implante é reduzida, o que implica em paredes mais delgadas e portanto mais susceptíveis à falha (SAILER e SAILER et al., 2009). No caso de material frágil como as cerâmicas, em comparação a um material mais tenaz como

uma liga metálica, essa condição é ainda mais acentuada. Apesar da alta resistência à fratura, a zircônia apresenta um elevado módulo de elasticidade e pouca tenacidade, o que leva à altas tensões nas áreas de contato com o parafuso de fixação e a plataforma do implante (ABOUSHLIB e SALAMEH, 2009).

Frente às fraturas em conexões internas, o uso de pilares de zircônia de duas peças, também citados como pilares híbridos, têm sido associados a melhores comportamentos mecânicos (SAILER e SAILER et al., 2009).

O pilar híbrido é constituído por uma base metálica em titânio e um corpo em zircônia, estas duas peças são cimentadas e fixadas ao implante por meio de um parafuso de fixação. Essa montagem possibilita o melhor comportamento mecânico observado no metal que compõe a interface pilar/implante, devido à sua capacidade de deformações elástica e plástica frente à fadiga e melhor biocompatibilidade e comportamento óptico da zircônia que compõe todo o corpo do pilar acima da plataforma do implante. (BRESSAN et al., 2011).

Para promover a união entre os constituintes dos pilares de duas peças, a escolha adequada do agente cimentante é de fundamental importância para a longevidade das próteses, pois os materiais que constituem o pilar híbrido (interface metálica/corpo de zircônia) apresentam características distintas. A associação errônea entre materiais restauradores e agente cimentante resulta, muitas vezes, em fracasso no tratamento reabilitador (CAGLAR et al., 2011).

CHANG et al. (2013) constataram que próteses com infraestrutura totalmente em zircônia aparafusadas sobre implantes, são capazes de promover uma degradação estrutural da plataforma do implante quando a prótese não apresentar um assentamento passivo. Segundo os autores, o acúmulo de estresse nesta região, pode gerar tanto desgaste da superfície de titânio, quanto fratura das estruturas de zircônia. Para evitar tais danos estruturais, os autores recomendam a utilização de interfaces metálicas cimentadas nas estruturas de zircônia e a confecção de próteses precisas, com assentamento passivo.

GEHRKE et al. (2014) afirmaram que os cimentos resinosos que possuem monômero fosfatado (MDP) em sua composição, são capazes de promover uma união estável entre os constituintes dos pilares híbridos de zircônia e que o uso do componente secundário de titânio ligado ao corpo de zircônia é recomendado a fim de evitar o íntimo contato entre a zircônia do pilar e o titânio do implante, contato este que pode acarretar em desgaste da superfície de titânio, com consequente

desajuste marginal e surgimento de danos mecânicos e biológicos.

Diante do exposto o presente estudo objetiva realizar uma análise *in vitro*, da retenção a tração proporcionada por diferentes cimentos resinosos (auto-adesivo de dupla ativação, de dupla ativação convencional e quimicamente ativado) em pilares híbridos de zircônia, simulando próteses unitárias com conexão protética do tipo cone morse, submetidas ao envelhecimento.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A fim de permitir uma melhor organização das informações obtidas durante a consulta à literatura, esta revisão está subdividida nos seguintes itens:

2.1 Pilares Protéticos

2.2 Zircônia: características gerais

2.3 Conexão Protética do tipo Cone Morse

2.4 Cimentos Resinosos

2.1 PILARES PROTÉTICOS

Os pilares protéticos são os componentes responsáveis por fazerem a conexão entre o implante e a prótese, além disso, atuam na absorção de parte da força gerada durante o ciclo mastigatório e contribuem para solucionar problemas ou limitações ocorridas durante o processo de instalação do implante osseointegrável (CARDOSO et al., 2007).

Esses componentes protéticos geralmente são fabricados em ligas metálicas de titânio, devido à sua biocompatibilidade e propriedades mecânicas favoráveis (LINKEVICIUS e APSE, 2008).

Com o avanço científico na produção dos materiais odontológicos e com o intuito de promover uma melhoria na naturalidade das próteses sobre implantes e conseqüentemente uma maior satisfação dos pacientes, em 1993 foram introduzidos no mercado odontológico os primeiros pilares cerâmicos, CerAdapt™ (NOBEL BIOCARE, Gotemburgo, Suécia), confeccionados em alumina, uma cerâmica de alta resistência, sendo indicados exclusivamente para o uso em implantes com conexão hexagonal externa (ANDERSSON et al., 2001; NAKAMURA et al., 2010).

Os pilares CerAdapt™ eram customizados através do desgaste manual para se chegar às proporções anatômicas desejadas em cada caso. Apesar do benefício estético, em estudos clínicos, a fratura desses pilares chegou à 7% dos casos após um ano (ANDERSSON et al., 2001).

As cerâmicas odontológicas são capazes de permitir características ópticas

semelhantes às estruturas dentárias, no entanto, apresentam características mecânicas inferiores às dos metais (VIGOLO, 2005; VIGOLO, 2006; YILDIRIM M, 2003).

Tendo em vista a baixa performance mecânica da alumina comparada ao titânio e os elevados relatos clínicos de fratura, buscou-se um material cerâmico com melhores propriedades mecânicas, o que culminou na introdução da zircônia estabilizada por ítrio (CONRAD et al., 2007).

De acordo com os diferentes materiais disponíveis para fabricação dos pilares, YILDIRIM et al. (2003), quantificaram a carga de fratura obtida para pilares de alumina e zircônia adaptados a implante de hexágono externo e restaurados com coroas unitárias totalmente cerâmicas. Os espécimes foram submetidos a carregamento estático oblíquo (30°) até a fratura dos mesmos. Os resultados revelaram diferença estatisticamente significativa entre os grupos com maior carga de resistência à fratura para o pilar de zircônia. Segundo os autores, esse resultado era esperado devido à maior resistência flexural, maior tenacidade à fratura, maior densidade e menor tamanho de partículas apresentado pela zircônia. Quanto ao modo de falha, todos os espécimes com pilar de alumina apresentaram fratura do pilar na região próxima à cabeça do parafuso de retenção. Já os espécimes com pilar de zircônia não apresentaram homogeneidade no tipo de falha; sendo observado fratura do pilar, coroa e parafuso de retenção.

APICELLA et al. (2011) avaliaram a resistência à fratura de pilares de titânio e zircônia submetidos a testes mecânicos. Nesse estudo, implantes de titânio de hexágono interno foram embutidos em secções da mandíbula em resina para simular restauração na região de pré-molar. Os espécimes foram submetidos a carregamento estático (45°) até ocorrer a falha do componente. De acordo com os resultados, os pilares de titânio apresentaram maior resistência à fratura do que os pilares de zircônia. Os espécimes com pilar de titânio exibiram fratura do parafuso de retenção e curvatura do hexágono do pilar enquanto o outro grupo apresentou fratura dos pilares de zircônia. Além disso, a microscopia revelou que a falha dos parafusos nos espécimes com pilar de titânio ocorreu por nucleação, coalescência e propagação da trinca enquanto os pilares de zircônia exibiram o perfil de fratura concoidal característico de materiais frágeis.

MITSIAS et al. (2010) também compararam o comportamento de pilares de titânio e zircônia adaptados a implante com conexão cônica interna. Os espécimes

foram submetidos a carregamento dinâmico através do teste de fadiga acelerado. Os resultados demonstraram que os pilares de titânio apresentaram maior resistência e confiabilidade do que os pilares de zircônia. Além disso, o modo de fratura também foi diferente entre os grupos.

NOTHDURFT et al. (2011) avaliaram o comportamento de fratura de pilares de zircônia retos e angulados adaptados a implantes de hexágono interno para simulação de restauração de incisivo central superior. Os espécimes foram submetidos a carregamento termomecânico dinâmico (30°, 1,2 x 10⁶ ciclos, 50 N) e carregamento estático (30°, 0,5 mm/min) até a falha do espécime. Todas as amostras sobreviveram ao carregamento termomecânico. As restaurações com pilares angulados apresentaram maior carga de fratura do que as restaurações com pilares retos, sendo essa diferença estatisticamente significativa apenas quando nenhum envelhecimento artificial foi aplicado. Além disso, a maioria dos pilares fraturaram abaixo do ombro do implante, sendo essa a região de menor espessura do pilar.

NGUYEN et al. (2009) avaliaram o comportamento ao teste de fadiga em pilares de zircônia adaptados a implantes com conexão de hexágono externo e interno. Foi realizado um teste de fadiga rotacional (21 N, 10 Hz, 45°) a fim de gerar um momento de curvatura de 35 N/cm até ocorrer a falha do espécime ou completar 5 X 10⁶ ciclos. As análises não revelaram diferença estatisticamente significativa entre os sistemas para os resultados de fadiga. As falhas mais frequentemente encontradas, independente do sistema, foram fratura do pilar de zircônia e do parafuso de retenção. Alguns espécimes também apresentaram fratura dos implantes com conexão interna na região de menor espessura. Os implantes com conexão externa apresentaram deformação na região do hexágono e plataforma do implante, provavelmente devido ao afrouxamento do parafuso de retenção e maior dureza da zircônia do pilar em relação ao titânio da plataforma do implante.

EKFELDT et al. (2011) avaliaram 150 pacientes reabilitados com restaurações unitárias implanto-suportadas em pilares de zircônia. As restaurações avaliadas foram tanto coroas totalmente cerâmicas cimentadas sobre o pilar de zircônia como restaurações parafusadas fabricadas através da aplicação direta da cerâmica de revestimento sobre o pilar de zircônia. Os resultados revelaram baixa frequência de complicações técnica e biológica e alto nível de satisfação dos

pacientes. Não foram observadas diferenças significantes no tecido mole e nível ósseo peri-implantar entre as restaurações cimentada e parafusada. No entanto, algumas complicações foram observadas como fístula resultando de excesso de cimento em restauração com coroa cimentada, fratura de pilares de zircônia, afrouxamento do parafuso de retenção em restaurações parafusadas e fratura da cerâmica de revestimento.

GOMES e MONTERO (2011) concluíram por meio de seus estudos que os pilares de zircônia apresentam boa adaptação na interface pilar-implante, excelente biocompatibilidade e são uma boa alternativa para regiões esteticamente comprometidas como restaurações unitárias com biótipo gengival fino. No entanto, diversos aspectos precisam ser estudados principalmente em relação ao sucesso a longo prazo de tais restaurações.

TRUNINGER et al. (2012), demonstraram o momento de flexão de pilares de zircônia adaptados a implantes com conexões externa e interna. Para a conexão interna, foi comparado também o comportamento entre pilar cerâmico de corpo único e pilar cerâmico com base metálica – pilar de duas peças. O grupo controle foi representado por pilar de titânio adaptado a implante com conexão interna. Após a realização de termociclagem (5° e 55°C, 120 segundos) e carregamento dinâmico (49N, 1,67 Hz, 1,2 X 10⁶ ciclos), os espécimes foram submetidos a carregamento estático até a falha. Os resultados mostraram que o pilar de titânio apresentou maior momento de flexão do que os outros pilares e os pilares de zircônia com base metálica exibiram maior momento do que os pilares de corpo único. A fratura do pilar foi a falha característica de todos os grupos com pilar cerâmico. O pilar de corpo único adaptado a implante de conexão interna apresentou a grande maioria das fraturas na região localizada internamente ao implante enquanto os pilares cerâmicos de duas peças fraturaram acima da plataforma do implante.

Considerando o conceito de diferentes conexões e pilares de zircônia, SAILER et al. (2009) avaliaram a influência do tipo de conexão sobre a carga de fratura de pilares de zircônia com conexões interna e externa. Foram formados 4 grupos (n=20): pilares Straumann CARES e implantes Straumann (grupo A), pilares Procera e implantes Branemark (grupo B), pilares Procera e implantes Nobel Replace (grupo C), e pilares protótipo Zirabut SynOcta e implantes Straumann (grupo D). Os pilares foram conectados a implantes com conexão interna através de um pilar secundário ou base metálica – pilar híbrido de duas peças (grupo A) (grupo

C) ou conectados diretamente a implantes com conexão externa (grupo B) ou interna (grupo D). Em cada grupo, 10 pilares não receberam restauração enquanto 10 pilares foram restaurados com coroas cerâmicas. Carregamento estático foi realizado até ocorrer a fratura. Nos espécimes sem coroa, os pilares cerâmicos conectados internamente por meio de uma base metálica (grupos A e C) apresentaram maior momento de curvatura em comparação aos pilares totalmente cerâmicos (grupo D). Não houve diferença no momento de curvatura entre os subgrupos restaurados e não restaurados. Já para os espécimes restaurados, os pilares cerâmicos de corpo único com conexão interna (grupo D) foram mais frágeis do que os outros grupos (grupos A, B e C). Sendo assim, concluiu-se que o tipo de conexão influencia a resistência dos pilares de zircônia, sendo aumentada a resistência por meio da conexão interna com um componente metálico secundário – pilar de zircônia de duas peças.

CAVUSOGLU et al. (2014) realizaram um estudo onde analisaram por meio de MEV a superfície de contato entre pilares de zircônia de corpo único e pilares de titânio, ambos conectados à implantes com conexão interna e submetidos a testes de ciclagem mecânica (30N, 2Hz, 500.000 ciclos). Os autores concluíram que os pilares de zircônia, devido ao seu maior módulo de Young, podem promover uma degradação da superfície interna do implante de titânio, acarretando acúmulo de infiltrado bacteriano e micro-movimentação do pilar protético.

TAYLOR et al. (2014) relataram que as partículas de titânio provenientes do desgaste dos implantes osseointegrados pelos pilares de zircônia, podem ser incorporados pelo tecido periimplantar, causando uma pigmentação tecidual. Os autores demonstraram dois casos clínicos de pacientes reabilitados com próteses sobre implante unitárias com pilares de zircônia, que apresentaram pigmentação dos tecidos moles adjacentes à região reabilitada. Exames histopatológicos dos tecidos pigmentados confirmaram a presença de material granular no tecido conjuntivo, compatível com partículas de titânio. Os autores concluíram que melhorias no projeto das próteses deve ser considerado, visando impedir o íntimo contato entre o implante de titânio e os componentes protéticos de zircônia, com o intuito de evitar este tipo de complicação.

2.2 ZIRCÔNIA: características gerais

A Zircônia é uma cerâmica policristalina sem nenhum componente vítreo que apresenta o fenômeno de alotropia, ou seja, pode apresentar a mesma composição química porém em diferentes arranjos atômicos caracterizando as formas monoclinica, cúbica e tetragonal (BACHHAV, 2011; LUGHI e SERGO, 2010). A zircônia pura apresenta três fases: monoclinica – estável até cerca de 1170°C; tetragonal – estável entre 1170 e 2370°C e cúbica – temperaturas acima de 2370°C até a temperatura de fusão (2680°C) (BACHHAV, 2011; LUGHI e SERGO, 2010). Uma propriedade importante desse material é a capacidade de transformação da fase tetragonal para monoclinica com um aumento de volume de aproximadamente 5% (BLATZ et al., 2009; BACHHAV, 2011; VELAZQUEZ-CAYON et al., 2012). Inicialmente, essa característica limitava o uso da zircônia pois o aumento de volume diante de resfriamento induzia trincas e falhas. Contudo, com o avanço das pesquisas, essa propriedade passou a ser considerada atrativa para a tenacidade desse material visto que o aumento de volume dos grãos seria capaz de causar compressão ao redor de uma trinca pré-existente e impedir a sua propagação (LUGHI e SERGO, 2010).

A adição de óxidos estabilizadores permitiu a obtenção de zircônia parcialmente estabilizada, a qual, em temperatura ambiente, constitui-se de uma matriz de zircônia tetragonal policristalina (BACHHAV, 2011; GOMES e MONTERO, 2011). Quando óxido de ítrio (Y_2O_3) a 3mol% é utilizado para essa estabilização, é obtida então a zircônia policristalina tetragonal estabilizada por ítrio (Y-TZP) contendo apenas a fase tetragonal em temperatura ambiente (GOMES e MONTERO, 2011).

No entanto, mesmo com a estabilização, os grãos de zircônia sofrem uma transformação lenta e espontânea da fase tetragonal para a fase monoclinica em ambiente úmido com baixa temperatura, caracterizando o fenômeno de degradação a baixa temperatura. Esse processo inicia-se nos grãos superficiais e progride para o interior do material, causando redução na resistência flexural e aumentando o risco de falha catastrófica já que o material não pode retornar ao seu estado inicial após essa degradação (GUESS et al., 2012; LUGHI e SERGO, 2010). Diante dessa

limitação, é importante que as estruturas em zircônia estejam sempre recobertas para evitar a exposição ao meio oral (GUESS et al., 2012).

Na Odontologia, a introdução da zircônia Y-TZP para a obtenção de infra-estruturas ampliou a indicação de restaurações totalmente cerâmicas com uma alta taxa de sucesso devido à biocompatibilidade e maior resistência em comparação às cerâmicas convencionais (ABOUSHELIB et al., 2008; PITTAYACHAWAN et al. 2007). Além disso, o sucesso da utilização da zircônia para confecção de pilares de próteses sobre implantes está associado a características físico-químicas como alta resistência flexural (900 a 1400 MPa), dureza Vickers (1200HV) e tenacidade à fratura (10 a 12 MPa) (BLATZ et al., 2009; CAGLAR et al. 2011).

No entanto, enquanto o comportamento elástico do metal permite acomodação da deformação plástica gerada pela fricção entre diferentes componentes no sistema pilar-implante; a zircônia é um material mais sensível e, devido à sua elevada dureza e friabilidade, não deve ser empregada com espessura muito reduzida já que a maior tensão gerada nos pontos de contato com outros componentes do sistema pode resultar em fratura (ABOUSHELIB, 2009).

2.3 CONEXÃO PROTÉTICA TIPO CONE MORSE

Os implantes dentários ao longo do tempo têm sofrido muitas alterações, desde a composição do material, até sua forma espacial, passando pelas conexões implante-pilar. Muitas alterações na geometria interna dos implantes foram idealizadas, fabricadas e a maioria comercializadas, mas por vezes essas geometrias internas dificultam o processo de reabilitação protética e reduzem o número de fabricantes com sistemas compatíveis (HADDAD et al., 2008).

Nos primórdios da implantodontia a função das conexões era o suporte de uma supra estrutura. No entanto, ao longo dos tempos foram surgindo preocupações com as conexões protéticas, visto que essas são importantes para a durabilidade das próteses e para a manutenção da saúde dos tecidos periimplantares (VERRI et al., 2012).

Perante as necessidades clínicas que valorizavam tanto a estética quanto a função e durabilidade das reabilitações implantossuportadas, novos sistemas de conexão surgiram e dentre eles foi desenvolvido um sistema que apresentava uma

conexão cônica entre o implante e o pilar, idealizado nos conceitos iniciais da conexão Cone Morse (BOZKAYA, 2003).

Cone Morse é um termo originado da indústria mecânica, que designa um mecanismo de encaixe, no qual dois elementos desenvolvem uma ação resultante do contato íntimo por fricção, quando um elemento “macho” cônico (pilar protético) é instalado numa “fêmea” igualmente cônica (interior do implante), “cone dentro de cone” (BOZKAYA, 2003; HERNIGOU et al., 2013).

SUTTER et al. (1993) apresentaram o Cone Morse a implantodontia, demonstrando que esse novo sistema de conexão era fundamentado no travamento por fricção similar ao Cone Morse usado na engenharia mecânica, onde qualquer encaixe cônico entre superfícies metálicas com um ângulo menor ou igual a 8° criava um travamento por assentamento sobre fricção, conceito que foi apoiado no fato de o torque de afrouxamento da interface cone parafuso ser 7 a 24% maior que o torque de aperto, na primeira inserção, quando comparado com uma conexão retida por parafusos simples, conexão de hexágono externo e interno.

Em dois artigos distintos publicados por BOZKAYA (2003) e por MANGANO et al. (2011) constatou-se que a força de união entre os componentes é proporcional à força de inserção, evitando que o componente “macho” seja removido facilmente da componente “fêmea”, mesmo ao tentar girá-lo ou aplicar uma força axial de intensidade razoável. A angulação total das paredes de conexão Cone Morse é de 6° a 16°, o que proporciona um contacto íntimo entre implante-pilar, oferecendo uma maior estabilidade mecânica do mesmo.

No sistema Cone Morse observa-se uma ligação com travamento automático de aperto, guiado por uma conexão interna, esta alta estabilidade mecânica reduz significativamente as complicações protéticas, apresentando-se assim num procedimento bem-sucedido na reabilitação dos arcos parcial ou totalmente edêntulos (MANGANO et al., 2009).

Especialmente nas regiões posteriores de ambos os arcos, este tipo de conexão pode fornecer uma incidência muito baixa de falhas e complicações biomecânicas (MANGANO et al., 2009).

A incorporação de uma conexão cônica, dita Cone Morse, entre o implante e o pilar aumenta a capacidade de resistência a forças deformantes sobre a reabilitação protética implantossuportada (PINTINHA et al., 2013).

VERRI et al. (2012) afirmaram, que o sistema Cone Morse apresenta algumas vantagens em relação aos demais sistemas de conexão implante-pilar, dentre elas temos: melhor adaptação entre o componente protético e o implante, eliminação de microfendas entre os dois componentes, redução dos níveis de reabsorção óssea peri-implantar, minimização dos micromovimentos, redução da incidência de afrouxamento e fratura dos parafusos de conexão. Promovendo assim, uma melhor fixação anti-rotacional e maior resistência do conjunto implante-pilar protético. Em conclusão os autores, afirmaram que a íntima união entre pilar/implante, praticamente se torna numa resposta mecânica de um corpo único.

Numa análise com elementos finitos a micromovimentos, MERZ et al. (2000), observaram um maior número de micromovimentos de rotação nos pilares de implantes com sistema de conexão hexágono externo em contraste com uma ausência de movimentos de rotação nos pilares de implantes com sistema Cone Morse. Esta mecânica superior ajuda a explicar a estabilidade significativamente maior a longo prazo destes implantes em aplicações clínicas. Em relação à capacidade de fadiga, KHRAISAT et al. (2002), compararam os mesmos tipos de implantes (conexão hexágono externo e Cone Morse), e os resultados são igualmente superiores para o sistema Cone Morse, estes obtiveram os melhores valores.

Os implantes com conexão do tipo Cone Morse possuem a capacidade de dissipar melhor as forças geradas durante a mastigação, reduzindo assim as tensões ao redor da crista óssea, diminuindo a possibilidade de sobrecarga e consequente reabsorção do tecido duro periimplantar (BAGGI et al., 2008).

VERRI et al. (2012) afirmaram que sistema de conexão Cone Morse tem-se mostrado mais efetivo na preservação e manutenção de tecidos periodontais ao redor dos implantes. Estes apresentam uma melhor acomodação ao redor dos componentes protéticos, devido ao fato destes apresentarem um diâmetro reduzido em relação a plataforma do implante, conceito de plataforma estendida. Este sistema afasta a interface implante-pilar, não se tornando altamente vulnerável aos processos infecciosos do tecido ósseo, importantes na perda óssea.

MANGANO et al. (2010) analisaram próteses unitárias com conexões tipo Cone Morse, durante um período de quatro anos, e obtiveram taxas de sucesso de 98,4% e de perda óssea de 1,14mm ao redor do implante, confirmando que esse sistema é efetivo, pois existe uma baixa incidência de afrouxamento dos parafusos.

Um ano mais tarde, MANGANO et al. (2011), publicaram um novo artigo sobre uma análise de reabilitações mais extensas em pacientes desdentados parciais e/ou totais, realizado durante um período de cinco anos, observando taxas de sobrevivência de 98,23% e perda óssea de 1,1mm peri-implantar, reafirmando que a utilização do sistema de conexão Cone Morse representa um procedimento de sucesso para a reabilitação de pacientes parcial ou totalmente edêntulos.

2.4 CIMENTOS RESINOSOS

Os cimentos resinosos à base de metil metacrilato (MMA) estão disponíveis no mercado odontológico desde 1952, mas reformulações e melhorias ocorridas ao longo dos últimos 20 anos, principalmente em razão da demanda por restaurações adesivas e totalmente cerâmicas, têm aumentado sua popularidade (CRAIG, 2004).

Na essência, estes materiais são resinas compostas restauradoras com um conteúdo de carga inorgânica reduzida (WEINER, 2007). São formados por uma base de monômeros resinosos, geralmente bisfenol glicidil metacrilato (Bis-GMA), uretano dimetacrilato (UDMA) e trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA), associada às partículas de carga inorgânicas de sílica coloidal ou vidro de bário, tratadas por um agente de união denominado silano (HILL, 2007).

O conteúdo de partículas inorgânicas no material pode variar de 36 a 77% em peso, porém, em volume, sua porcentagem é significativamente menor, conferindo baixa viscosidade, escoamento e fluidez necessária à técnica de cimentação (PRAKKI e CARVALHO, 2001). Entretanto, outro fator influencia de forma significativa a viscosidade e as propriedades mecânicas dos cimentos resinosos. Esse fator seria a proporção em que são combinados os monômeros na matriz orgânica (VAN LANDUYT et al., 2007).

O Bis-GMA é um monômero de moléculas rígidas e pesadas, que promove diminuição da contração de polimerização e rápido endurecimento do material, mas sua rigidez dificulta a taxa de conversão. Assim, a adição de monômeros de baixo peso molecular e mais flexíveis é necessária para não comprometer a polimerização. Estes monômeros, como o UDMA e o TEGDMA, melhoram as taxas de conversão e aumentam a resistência à tração, mas podem comprometer a resistência flexural (ASMUSSEN, 2008).

No início dos anos 80, o cimento resinoso convencional à base de Bis-GMA foi modificado pela adição de um éster fosfato ao componente monomérico, introduzindo um grupo de agentes cimentantes que tinham algum grau de união química às estruturas dentárias e às ligas metálicas. O primeiro produto comercializado, PANAVIA (Kuraray, Osaka, Japão), continha o monômero adesivo bifuncional 10-metacriloxi decil dihidrogênio fosfato (MDP). A associação de cimentos resinosos aos sistemas adesivos levou ao desenvolvimento de novos monômeros funcionais hidrófilos, nos quais estão incluídos os sistemas organofosfonatos, HEMA (hidroxietil metacrilato) e 4-META (4-metacrilóiloxietil trimelitato anidrido). Isso tornou a cimentação adesiva possível para todos os tipos de procedimentos indiretos (HILL, 2007).

2.4.1 CLASSIFICAÇÃO DOS CIMENTOS RESINOSOS

A forma mais comum de classificação dos cimentos resinosos separa estes materiais quanto à sua forma de ativação, e assim podem ser divididos em quimicamente ativados, fotoativados ou uma combinação das duas formas anteriores de ativação (CRAIG, 2004; PRAKKI e CARVALHO, 2001; WEINER, 2007).

Os cimentos resinosos ativados quimicamente são disponibilizados em duas pastas, uma contendo o iniciador da reação de cura, o peróxido de benzoíla, e a outra o ativador, uma amina terciária (ANUSAVICE, 2003). A mistura das duas pastas dá início à reação de polimerização base-catalizador, e é responsável pelos maiores problemas associados a estes cimentos, a incorporação de bolhas de ar, com potencial para reduzir suas propriedades mecânicas (PEGORARO et al., 2007) e a falta de controle do tempo de trabalho, que dificulta as etapas clínicas de cimentação, uma vez que sua solidificação inicia-se logo que os componentes são misturados (CRAIG, 2004). Sabe-se que estes cimentos possuem um tempo de polimerização prolongado, assim como uma resistência de união inicial reduzida. Assim, tensões geradas pelo acabamento e polimento nos primeiros 90 minutos deveriam ser evitadas (BRAGA et al., 1999).

O principal atrativo dos cimentos resinosos quimicamente ativados é a certeza de que haverá adequado grau de conversão de polímeros, razão pela qual estão indicados sempre que não for possível obter adequada fotopolimerização, como em casos de peças metálicas fundidas, metalocerâmicas, núcleos e restaurações estéticas indiretas com mais de 3 mm de espessura (SENSI, 2007).

Os cimentos resinosos fotopolimerizáveis têm em sua formulação moléculas sensíveis à luz, monômeros fotoiniciadores como a canforoquinona, que absorvem energia luminosa e reagem com aminas alifáticas, que são promotoras da reação de polimerização e resultam na formação de radicais livres que iniciam a reação de presa do cimento (PRAKKI e CARVALHO, 2001). Como não há um ativador químico e o tempo de trabalho é controlado pelo operador, é possível ajustar corretamente o assentamento das restaurações e remover excessos de cimento com precisão (EL-MOWAFI et al., 1999; WEINER, 2007). Apesar de estes cimentos apresentarem excelente estabilidade de cor ao longo dos anos (SENSI, 2007), sua indicação está limitada às restaurações que permitam a passagem de luz e a adequada fotopolimerização do cimento, peças protéticas com menos de 2 mm de espessura e opacidade relativa (WEINER, 2007).

A maioria dos cimentos resinosos disponíveis atualmente no mercado emprega uma tecnologia de dupla ativação, a fim de combinar características favoráveis dos sistemas químicos e fotoativados (BURKE, 2005). A porção fotopolimerizável possibilita controle do tempo de trabalho, facilidade na remoção dos excessos e resistência imediata para impedir o deslocamento precoce da peça protética, já a parte autopolimerizável, serve para assegurar uma polimerização adicional ao cimento, mesmo sob restaurações opacas e espessas (ARRAIS et al., 2007).

O mecanismo de presa destes materiais é baseado em uma reação do peróxido de benzoíla (pasta base) com aminas terciárias aromáticas (pasta catalisadora). Em uma ou nas duas pastas encontra-se ainda um composto fotossensível, a canforoquinona, responsável por iniciar o processo de polimerização guiado pela luz, além de inibidores que controlam o processo de auto polimerização até a ativação de uma fonte luminosa (PEGORARO et al., 2007).

Os cimentos de ativação dupla alcançam somente uma porção de sua polimerização com a reação química. A ativação pela luz garante uma conversão

maior de monômeros em polímeros, assim, é importante assegurar que os cimentos sejam sempre fotoativados (PIWOWARCZYK et al., 2004; SENSI, 2007).

2.5 TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE E RESISTÊNCIA DE UNIÃO

Os tratamentos de superfícies são recursos auxiliares utilizados na tentativa de melhorar o mecanismo de adesão e união entre cimentos resinosos e zircônia, podendo ser de 2 tipos: mecânico e químico (HJERPPE et al., 2011).

No tratamento mecânico, de acordo com o tipo de partícula, a intensidade e o tempo de utilização, o jateamento poderá estabelecer microfissuras na superfície da zircônia, o que reflete diretamente na resistência do material, sendo impossível qualquer reparo por métodos compensatórios. São formadas pequenas trincas, que através do esforço mastigatório favorecerão a fratura das estruturas protéticas (TOLEDO et al., 2010). Uma alternativa seria o uso de partículas menores com menor pressão de ar, possibilitando a descontaminação e a rugosidade superficial necessária. Partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica (técnica “*silica coating*”) ou de sílica pura, (HJERPPE et al., 2011) são utilizadas também. A silicatização consiste em um método de deposição de sílica na superfície dos componentes protéticos de zircônia, o que favorece a interação destas partículas com o silano, promovendo uma maior adesão dos cimentos resinosos (ZIDAN et al., 2003).

Em contrapartida, o tratamento químico foi elaborado visando aperfeiçoar a união química dos cimentos resinosos à zircônia. Diversos sistemas adesivos cerâmicos têm surgido com este objetivo, especialmente os compostos por monômeros ácidos (WAHL et al., 2008). O cimento MULTILINK (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), possui um primer exclusivo para utilização em zircônia (Metal/Zircônia Primer® - Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), cuja base é constituída de metacrilatos ácidos. Um outro agente de união é o silano, recomendado para cimentação de cerâmicas constituídas por sílica ou de superfícies previamente tratadas pelo sistema sílica coating (ROSENSTIEL et al., 1998, VALENTINO et al., 2010). Contudo, a zircônia não possui em sua composição a sílica que constitui a fase vítrea, dificultando a união (FERNANDES et al., 2009). O agente silano promove melhor molhamento, ampliando a superfície de contato entre

cimento e zircônia, resultando em uma melhor adesão, propriedade também inerente aos adesivos (SQUIER et al., 2001).

Além dos tratamentos de superfície que vêm sendo utilizados, outros mecanismos estão sendo testados como a utilização de cimentos constituídos por monômeros fosfatados (MDP) (PIWOWARCZYK et al., 2004), organosilanos, entre outros. Entre eles, a silicatização ainda é a mais importante, por proporcionar uma maior durabilidade além da elevada resistência adesiva, apesar de esta técnica garantir apenas 11% de deposição de sílica na superfície da cerâmica (AYAD et al., 2009). Contudo, esta durabilidade tem sido mais comumente conferida pelo cimento utilizado do que pela rugosidade superficial, devido à uma maior adesão química (FERNANDES et al., 2009).

GARG et al. (2013) avaliaram a eficácia do método de limpeza na descontaminação da saliva para a obtenção de adesão em zircônia. Discos de zircônia foram polidos e depois jateados com óxido de alumínio. As amostras foram imersas em saliva durante 1 minuto e em seguida limpas de quatro formas: água e seca ao ar; imersas em isopropanol e enxaguadas com água; condicionadas com ácido fosfórico e em seguida água; jateamento com óxido de alumínio; não tratadas com saliva, grupo controle. Os espécimes foram examinados em espectroscopia de raios-X de fotoelétrons para identificar a contaminação química e avaliar a eficácia dos métodos de limpeza. Tubos de resina composta foram cimentados à zircônia utilizando o cimento Panavia F, em seguida foram armazenados em água a 37°C durante 3 a 150 dias. A resistência a tração foi realizada em máquina de ensaio universal. As falhas foram analisadas por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e os autores concluíram que o jateamento com óxido de alumínio foi o método mais eficaz na remoção de agentes contaminantes e saliva para proporcionar uma superfície de cerâmica adequada a uma estabilidade de união duradoura.

PASSOS et al. (2010) avaliaram a qualidade adesiva de cimentos convencionais e auto-adesivos a superfície da zircônia YTZP somente limpa com álcool ou silicatizada e silanizada, nas condições seca e envelhecida. Nos grupos não envelhecidos nenhuma diferença significativa na resistência de união ao cisalhamento foi encontrada. Os espécimes silicatizados e cimentados com Variolink II e RelyX U100 obtiveram os valores mais altos de união quando comparados com Panavia e Maxcem, independente da condição de envelhecimento. Em relação às

falhas, a incidência das adesivas aumentou em todos os grupos após o envelhecimento. O cimento Panavia não apresentou os maiores valores de união após a silicatização, mas mostrou durabilidade de união após 90 dias de estocagem em água e termociclagem. Para os grupos tratados com álcool e ciclados, todos os espécimes dos grupos cimentados com Variolink II, RelyX U100 e Maxcem descolaram espontaneamente após a termociclagem. Segundo os autores a sorção de água pode ter causado degradação hidrotérmica durante o envelhecimento. Além disso, a adesão pobre nestes grupos pode também ser atribuída a uma pobre adesão química e micromecânica. Os cimentos testados mostraram melhor resistência de união quando a zircônia foi tratada com a silicatização, independente do envelhecimento, fato este atribuído a uma mais fácil penetração do cimento na superfície da zircônia, facilitando o embricamento micromecânico da resina, além da sílica tornar a superfície mais reativa ao agente silano.

LORENZONI et al. (2012) avaliaram o efeito de dois primers à base de monômeros ácidos fosfatados (MDP) e de uma solução de hidróxido de sódio (NaOH) na resistência adesiva ao cisalhamento entre zircônia e cimento resinoso auto-adesivo. A intensão da aplicação de NaOH foi aumentar a disponibilidade de grupos hidroxílicos na superfície da cerâmica, favorecendo a adesão a compósitos. Porém, apenas a aplicação de Alloy-Primer (Kuraray) apresentou melhora nos valores de adesão, independente da aplicação prévia de NaOH, a qual não apresentou melhora da adesão frente ao uso de primers, mas aumentou os valores quando comparado ao grupo controle (sem nenhum tratamento de superfície). Segundo os autores, a aplicação da solução alcalina pode ter realmente aumentado a disponibilidade de grupos hidroxílicos, o que pode ter favorecido a reação ácido-base entre os óxidos metálicos presentes na superfície cerâmica, com agentes presentes tanto no cimento resinoso quanto nos primers utilizados. O grupo controle apresentou os menores valores de adesão. As diferentes composições dos primers testados foram responsáveis pelos diferentes valores de adesão verificados; sendo que o Alloy-Primer, que inicialmente foi proposto para aumentar a adesão à superfícies metálicas, resultou em aumento do desempenho adesivo, possivelmente devido a sua composição química (MDP/VBATDT). O estudo concluiu que a aplicação de NaOH pode gerar modificações na reatividade da superfície cerâmica e conseqüente melhora na adesão, porém os maiores valores de adesão foram promovidos por um primer com afinidade a ligas metálicas (Alloy-Primer).

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo objetiva realizar uma análise comparativa *in vitro*, da retenção a tração proporcionada por diferentes cimentos resinosos (auto-adesivo de dupla ativação, de dupla ativação convencional e quimicamente ativado) em pilares híbridos de zircônia, com conexão protética do tipo cone morse, submetidos ao envelhecimento.

4 METODOLOGIA

4.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

O estudo foi de caráter experimental, realizado no laboratório do Mestrado da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora. A variável estudada foi a resistência de união à tração, proporcionada pelos três tipos de cimentos testados, onde foram obtidos valores e médias para cada grupo.

4.2 MATERIAL

Para a realização deste estudo foram utilizados os materiais apresentados na tabela a seguir (Tabela 1).

Tabela 1: Materiais utilizados na pesquisa.

MATERIAL	DESCRIÇÃO	FABRICANTE	QUANTIDADE
Zircônia	Zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio	Zirconzhan GMBH, Bousano, Itália.	2 blocos
Interface metálica	base metálica confeccionada em titânio	SMARTDENT, São Carlos, Brasil	30 unidades
Análogo NP	réplica de implante cone morse indexado	CONEXÃO, Arujá, Brasil	31 unidades
Washing Screw Transfer aberto NP	Parafuso longo de transferente aberto NP	CONEXÃO, Arujá, Brasil	1 unidade
Resina acrílica incolor	Resina acrílica quimicamente ativada	JET, Arujá, Brasil	1 frasco
Single Bond Universal	adesivo universal	3M ESPE, Seefeld, Alemanha	1 unidade

Zetalabor	Silicone de condesação para uso laboratorial	Zhermack, Itália	1 unidade
Relyx U200	Cimento resinoso dual auto adesivo	3M ESPE, Seefeld, Alemanha	1 unidade
Multlink System Pack	Cimento resinoso quimicamente ativado autocondicionante	IVOCLAR-VIVADENT, Schaan, Liechtenstein	1 kit
Panavia F 2.0	Cimento resinoso dual autocondicionante	KURAKAY, Okayama, Japão	1 kit
Resina Duralay	Resina acrílica autopolimerizável	DURALAY, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, Ill., USA	1 unidade
Cera Newwax	Cera utilidade	Technew, Rio de Janeiro, Brasil	1 caixa

4.3 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Para realização dessa pesquisa, 30 corpos de prova foram confeccionados, cada um deles composto por um corpo de zircônia com formato anatômico de 1º molar inferior (elemento 46), cimentado a uma interface metálica de titânio (SMARTDENT, São Carlos, Brasil) e por fim, parafusados sobre um análogo de implante Cone Morse indexado (CONEXÃO, Arujá, Brasil) (Figura 1).



Figura 1: Interface metálica dos pilares híbridos de zircônia e análogo do implante cone morse.

Os análogos foram incluídos com o auxílio de um delineador PRO-DELL (São Paulo, Brasil) (Figura 2) de modo a ficarem posicionados perpendicularmente à base dos tubos de policloreto de vinil (PVC), centralizados, em um ângulo de 90° em relação à base do delineador.



Figura 2: Delineador utilizado para posicionar os análogos no interior do tubo de PVC.

Previamente à inclusão, foi utilizada uma base pré-fabricada (Figura 3) contendo no seu centro, um orifício com dimensão compatível com o diâmetro do tubo plástico, com o objetivo de posicionar os cilindros de PVC na mesma posição durante a inclusão, mantendo a base dos tubos perpendicular à haste móvel do delineador protético.



Figura 3: Tubo de PVC e base pré-fabricada (metálica) para padronização do posicionamento.

A base utilizada para padronizar a posição dos tubos de PVC no delineador, permitiu que a haste móvel, quando abaixada, penetrasse exatamente no centro dos tubos plásticos. Em seguida, a réplica do implante Cone Morse indexado foi unido ao parafuso *Washing Screw* (CONEXÃO, Arujá, Brasil) (Figura 4) e adaptado na haste vertical do delineador, com o objetivo de posicionar o análogo no interior do tubo de PVC durante a inclusão (Figura 5).



Figura 4: Parafuso *Washing Screw* e réplica do implante cone morse.

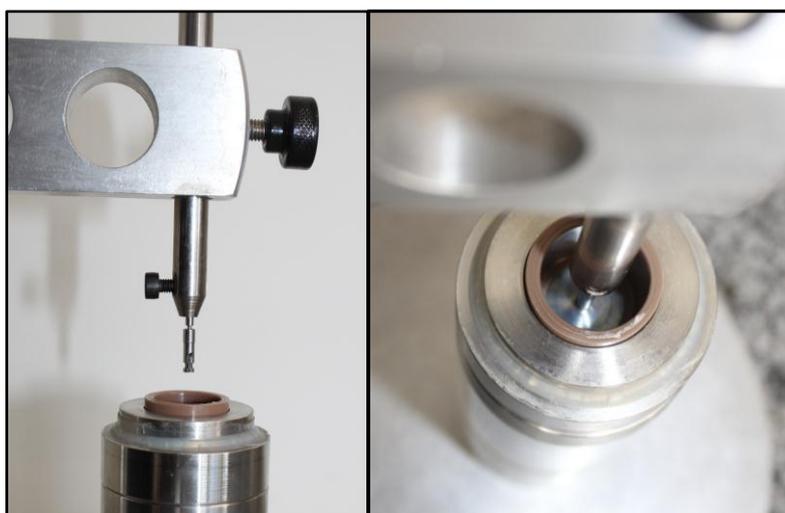


Figura 5: Parafuso acoplado ao análogo e posicionado na haste vertical do delineador para ser inserido no centro do tubo de PVC de forma perpendicular à base deste.

O tubo de PVC acoplado na base de padronização, recebeu uma quantidade de resina acrílica incolor quimicamente ativada (JET, Campo Limpo, Brasil) suficiente para preencher o volume interno, com o intuito de manter o análogo em

posição após a polimerização da resina. A haste móvel do delineador foi abaixada até que a plataforma de assentamento dos componentes protéticos do análogo ficasse ao nível da resina acrílica, a haste do delineador foi então travada e mantida em posição até a polimerização final do material (Figura 6). O procedimento de inclusão foi repetido para todos os 30 análogos.



Figura 6: Análogo do implante incluído no interior do tubo de PVC.

4.3.1 CONFEÇÃO DOS PILARES DE ZIRCÔNIA

Para a confecção das 30 peças idênticas de zircônia utilizando a tecnologia CAD/CAM, realizou-se o escaneamento da base metálica com o Zirconsan Scanner S600 ARTI (ZIRCONZHAN, Bousano, Itália) (Figura 7) e por meio do programa Zirconsan Modeller (ZIRCONZHAN, Bousano, Itália) projetou-se o pilar de zircônia, este foi desenvolvido com formato anatômico de primeiro molar inferior (elemento 46) e a espessura de cimento estabelecida foi de 30 μ m (Figura 8). Em seguida, realizou-se com a fresadora ZIRKONZAHN M1 WET (ZIRCONZHAN, Bousano, Itália) a usinagem do bloco de zircônia ZIRKON TRANSLUZENT 95H22 (ZIRCONZHAN, Bousano, Itália) (Figura 9). Posteriormente ao processo de fresagem, os 30 corpos idênticos de zircônia foram levados ao forno ZIRKONOFEN 600 (ZIRCONZHAN, Bousano, Itália) onde sofreram processo de sinterização.

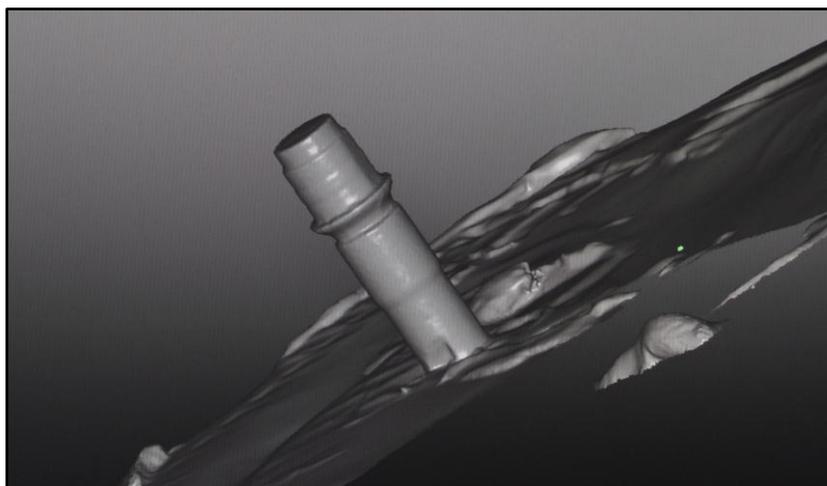


Figura 7: Imagem digitalizada da interface metálica após escaneamento.

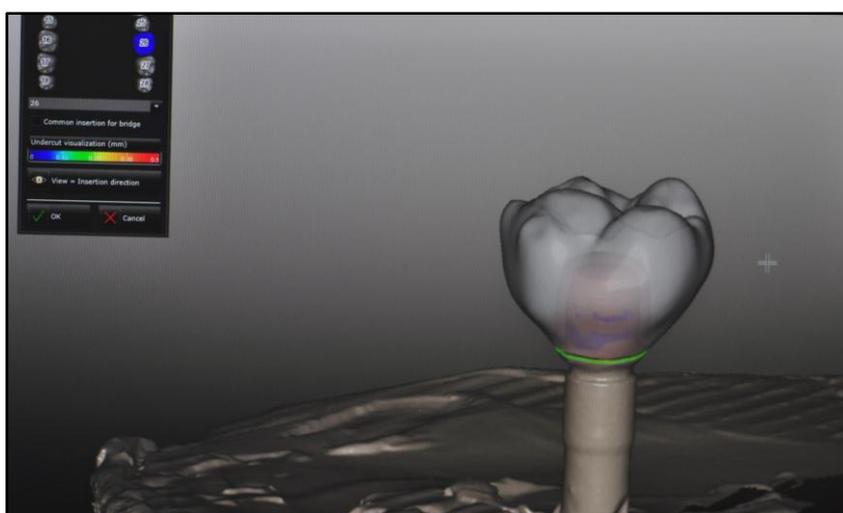


Figura 8: Projeto do corpo de zircônia sobre a imagem digitalizada da interface metálica.

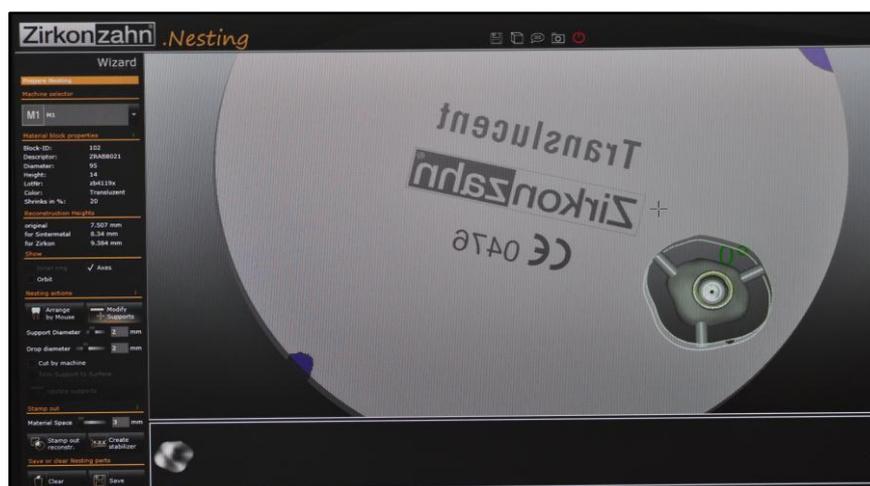


Figura 9: Posicionamento virtual do pilar no bloco de zircônia.

4.3.2 ESTABELECIMENTO DOS GRUPOS

Os trinta corpos de prova foram divididos aleatoriamente em 3 grupos (n=10), de acordo com o cimento a ser utilizado (Tabela 2).

Tabela 2: Divisão dos grupos.

GRUPO A	RelyX U200 (3M ESPE, Seefeld, FB, Alemanha).
GRUPO B	Panavia F 2.0 (KURAKAY, Okayama, Japão).
GRUPO C	Multilink (IVOCLAR - VIVADENT, Schaan, Liechtenstein)

4.3.3 CIMENTAÇÃO DOS PILARES

Previamente à cimentação, as superfícies internas das 30 peças de zircônia e as superfícies externas das 30 interfaces metálicas foram limpas com bolinhas de algodão embebidas em álcool 70%, quando então, foram agitadas em cuba ultrassônica por 10 minutos (Figura 10). Posteriormente foram lavadas com “spray” de água e devidamente secas com jatos de ar livre de umidade e óleo.



Figura 10: Cuba ultrassônica utilizada no processo de limpeza das peças de zircônia e das bases metálicas.

Decorrida a limpeza, a interface metálica foi posicionada e parafusada (torque de 10N/mm) sobre um análogo previamente isolado com vaselina sólida (FARMAX, Divinópolis, Brasil) para facilitar o processo de remoção do agente cimentante extravasado e evitar a cimentação do pilar híbrido ao análogo.

O acesso ao parafuso foi protegido com cera utilidade (TECHNEW, Rio de Janeiro, Brasil) para que não ocorresse extravasamento do cimento para o interior da interface metálica e consequentemente para a cabeça do parafuso de retenção (Figura 11).



Figura 11: Interior das bases metálicas preenchidas com cera utilidade.

Os pilares de zircônia foram cimentados sobre as bases metálicas por um único operador, de acordo com as instruções dos fabricantes de cada cimento, seguindo o protocolo de cimentação de peças de zircônia e metálicas.

Tabela 3: Composição dos agentes cimentantes.

CIMENTO	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO
RELYX U200	3M ESPE, Seefeld, Alemanha	<p>Pasta Base: Pó de vidro tratado com silano; 2-Ácido propenóico, 2-metil-, 1,1'-[1-(hidroximetil)-1,2-etanodiol] éster, produtos da reação com 2-hidroxi-1,3-propanodiol dimetacrilato e óxido de fósforo; Dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA); Sílica tratada com silano; Vidro de borossilicato; Persulfato de sódio; Peroxi-3,5,5-trimetilhexanoato t-butila; Acetato de cobre(II) monohidratado</p> <p>Pasta catalisadora: Pó de vidro tratado com silano; Dimetacrilato substituída; Sílica tratada com silano; 1,12-Dodecano dimetacrilato; P-Toluenosulfonato de sódio; 1-Benzil-5-fenil-ácido barbitúrico, sal de cálcio; Hidróxido de cálcio; Metacrilato de amina alifática; Metacrilato de amina alifática; Dióxido de titânio</p>
SINGLE BOND UNIVERSAL ADHESIVE	3M ESPE, Seefeld, Alemanha	MDP, resinas dimetacrilatos, copolímeros do ácido polialquenoico, água, etanol e silano.

PANAVIA F 2.0	KURAKAY, Okayama, Japão	<p>Pasta A: dimetacrilatos hidrófobos e hidrófilos; 10-MDP; sílica coloidal; sílica silanizada; canforoquinona; peróxido de benzoíla.</p> <p>Pasta B: dimetacrilatos hidrófobos e hidrófilos; vidro de bário silanizado; óxido de titânio silanizado; fluoreto de sódio; sílica coloidal; sal sulfinato de sódio benzênico.</p>
ALLOY PRIMER	KURAKAY, Okayama, Japão	6-(4-vinilbenzil-N-propil) amino-1,3,5-triazina-2,4-ditiona; 10-MDP: 10-metacriloxidecil di-hidrogênio fosfato; acetona (330A).
MULTILINK	IVOCLAR-VIVADENT, Schaan, Liechtenstein	<p>A matriz de monômero é composta de dimetacrilato e HEMA. As partículas inorgânicas incluem vidro de bário, trifluoreto de itérbio e óxidos mixtos esferoidais. O volume total de partículas inorgânicas é de, aproximadamente, 40%.</p>
METAL / ZIRCÔNIA PRIMER	IVOCLAR-VIVADENT, Schaan, Liechtenstein	Acrilato do ácido fosfônico e agentes metacrilatos de ligação cruzada em uma solução orgânica.

- **Grupo A:** Relyx U200 (3M ESPE, Seefeld, Germany), (Figura 12).



Figura 12: Single Bond Universal e Cimento Relyx U200.

Aplicou-se sobre a superfície interna da peça de zircônia e sobre a superfície externa da base metálica de titânio, o adesivo Singlebond Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany), por meio de um pincel do tipo *micro-brusch*, deixando-o agir por 20 segundos, com a função de atuar como primer e realizar um tratamento químico das superfícies que seriam unidas (Figura 13).

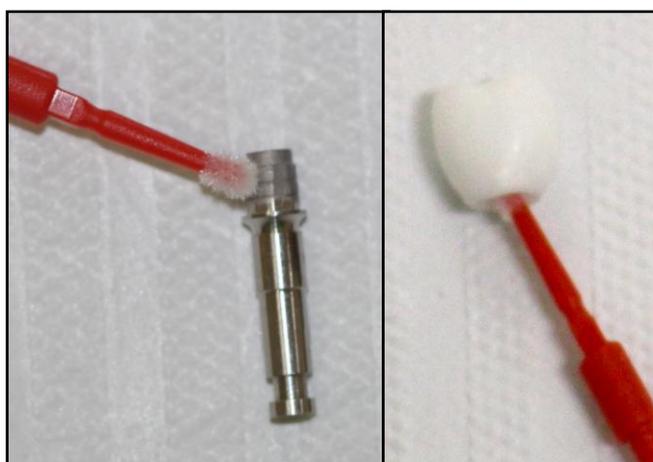


Figura 13: Realização do tratamento de superfície químico nas peças antes da cimentação.

Após a aplicação do primer para metal/zircônia, a tampa do dispensador *clicker* do cimento U200 foi removida e, sobre o bloco de espatulação, pressionou-se a alavanca até a liberação das duas pastas. A pasta base foi misturada à pasta catalisadora por 20 segundos com espátula plástica. Aplicou-se o cimento sobre a superfície interna da peça de zircônia e também sobre a base metálica de titânio.

Estes foram unidos e deixados sob uma carga constante de 5Kg por 10 minutos, sendo removidos os excessos de cimento por meio de uma sonda exploradora número 5, e aplicada uma fina camada de glicerina gel ao redor das margens da linha de cimentação, com o intuito de eliminar o contato do oxigênio atmosférico com o cimento, uma vez que esse impede a completa polimerização do cimento Relyx U200 (Figura 14).

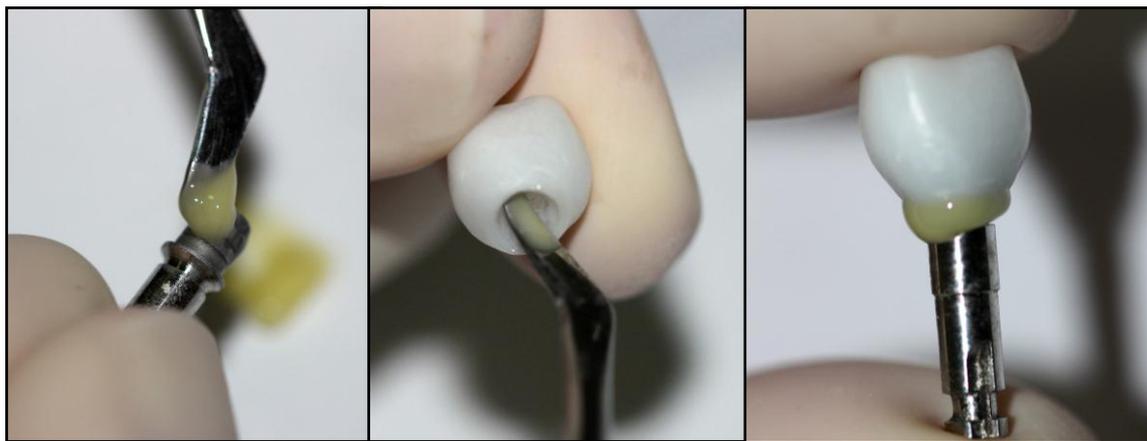


Figura 14: Cimentação dos constituintes do pilar híbrido com cimento Relyx U200.

Em seguida, realizou-se fotopolimerização das faces oclusal, mesial, distal, vestibular e lingual por 40 segundos cada, por meio do fotopolimerizador Optilight LD Max (Gnatus, Ribeirão Preto, Brasil) com intensidade de $400\text{mW}/\text{cm}^2$ previamente conferido por meio do radiômetro RD-7 (ECEL, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) (Figura 15).



Figura 15: Fotopolimerização do cimento Relyx U200, sob carga constante de 5Kg por 10 minutos.

- **Grupo B:** Panavia F 2.0 (KURAKAY, Okayama, Japão), (Figura 16).



Figura 16: Alloy Primer e Cimento Panavia F 2.0.

Aplicou-se por meio de um pincel descartável uma fina camada do Alloy Primer (KURAKAY, Okayama, Japão) sobre as superfícies internas da peça de zircônia e também sobre a superfície externa da base metálica de titânio, deixando agir por 5 segundos. O Alloy Primer foi utilizado para obtenção de uma maior retenção química entre os materiais compostos por óxidos metálicos e de zircônia com o cimento Panavia F.

Posteriormente, sobre o bloco de espatulação, foram dispensadas duas porções de igual quantidade da pasta A e da pasta B do cimento Panavia F, misturando-as por meio de uma espátula plástica por 20 segundos, para então ser aplicada sobre a peça de zircônia e a base metálica de titânio. Ambas foram unidas e deixadas sob uma carga constante de 5Kg por 10 minutos, enquanto removiam-se os excessos de cimento por meio de um pincel e de uma sonda exploradora número 5. Logo após, aplicou-se o Oxyguard II nas margens da peça cimentada e fotopolimerizou-se as faces oclusal, mesial, distal, vestibular e lingual por 40 segundos cada, por meio do fotopolimerizador Optilight LD Max (Gnatus, Ribeirão Preto, Brasil) com intensidade de $400\text{mW}/\text{cm}^2$ previamente conferido por meio do Radiômetro RD-7 (ECEL, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil).

- **Grupo C:** Multilink (IVOCLAR-VIVADENT, Schaan, Liechtenstein), (Figura 17).



Figura 17: Metal/Zircônia Primer e Cimento Multilink.

Aplicou-se por meio de um pincel descartável o Metal/Zircônia Primer (IVOCLAR-VIVADENT, Schaan, Liechtenstein) sobre as superfícies a serem cimentadas, pilar de zircônia e base de titânio, deixando-o agir por 180 segundos. O Metal/Zircônia Primer foi utilizado com o intuito de promover um tratamento de superfície químico e proporcionar uma maior retenção entre os materiais compostos por óxidos metálicos e de zircônia com o cimento Multilink.

Após esse período, foram dispensadas sobre um bloco de espatulação, na proporção de 1:1, as duas pastas do cimento Multilink, ambas foram misturadas com espátula plástica e aplicadas sobre a superfície interna da peça de zircônia e sobre superfície externa da base de titânio. Estas foram unidas e deixadas sob uma carga constante de 5Kg por 10 minutos. Passados 120 segundos da união das peças, os excessos foram removidos e uma camada de glicerina foi aplicada ao redor das margens da linha de cimentação, com o intuito de eliminar o contato do oxigênio atmosférico com o cimento, uma vez que este impede a completa polimerização do cimento Multilink (Figura 18).

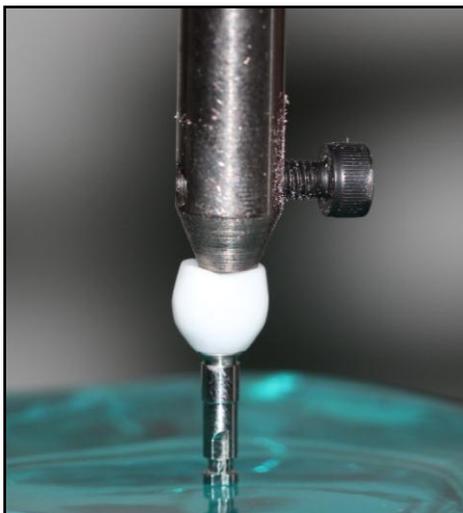


Figura 18: Corpos de prova cimentados com cimento Multilink submetidos a uma carga constante de 5Kg por 10 minutos.

4.3.4 TESTE DE CICLAGEM TÉRMICA

Os espécimes foram separados por grupos (Figura 19) e mantidos em recipiente hermeticamente fechado contendo água destilada à temperatura ambiente, por 24 horas, quando então, foram submetidos à ciclagem térmica em equipamento específico (Termocicladora ETHIK 521-6D, ETHIK TECHNOLOGY, Vargem Grande Paulista, BRASIL) sendo banhados em 5°C e 55°C, permanecendo 30 segundos em cada banho, com tempo de transição de 2 segundos, num total de 6.000 ciclos (Figura 20).



Figura 19: Corpos de prova separados por grupos A, B e C.

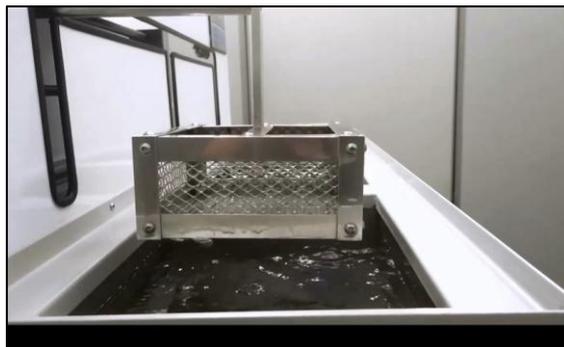


Figura 20: Termocicladora.

4.3.5 TESTE DE CICLAGEM MECÂNICA

Posteriormente ao teste de ciclagem térmica, os corpos de prova foram adaptados e parafusados sobre os análogos anteriormente incluídos nos tubos de PVC. Para realizar esse processo os cilindros de PVC foram estabilizados em uma morsa de bancada e o torque do parafuso foi realizado por meio de um torquímetro manual (CONEXÃO, Arujá, Brasil) com torque de 20N/mm em cada um dos corpos de prova.

Os testes de ciclagem mecânica foram realizados no simulador de fadiga mecânica modelo ER-11000 (ERIOS, São Paulo, Brasil), com os corpos de prova imersos em água destilada a 37° C, com carga de 100N, frequência de 2Hz e 200.000 de ciclos (Figura 21).



Figura 21: Simulador de fadiga mecânica.

Para a realização dos ensaios mecânicos os grupos a serem estudados - A, B e C – foram subdivididos em 3 grupos mistos, conforme esquema a seguir (Tabela 4).

Tabela 4: 1, 2 e 3: Composição dos subgrupos para os testes de ciclagem mecânica.

1				
Grupo de ciclagem 1:				
A	A	B	B	B
A	A	C	C	C

2				
Grupo de ciclagem 2:				
B	B	C	C	C
B	B	A	A	A

3				
Grupo de ciclagem 3:				
C	C	A	A	A
C	C	B	B	B

Os subgrupos 1, 2 e 3 foram criados com o intuito de promover uma homogeneidade entre os corpos de prova. Deste modo, fatores como tempo de cimentação e alterações na máquina de ensaios não iriam afetar um grupo isoladamente.

4.3.6 ENSAIOS MECÂNICOS DE TRAÇÃO

Foram executados mediante a máquina de ensaio universal EMIC DL-2000 (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA, PR – Brasil), programada para imprimir uma velocidade de 0,5 mm/min, com uma célula de carga de 500kgf. Os pilares híbridos foram submetidos a uma força de tração axial até que fosse promovido o seu deslocamento. Os valores de resistência de união foram fornecidos pelo próprio computador da EMIC, e obtidos em Quilograma Força (Kgf) individualmente para cada espécime (Figura 22).



Figura 22: Máquina de ensaio universal EMIC DL-2000.

4.3.7 PREPARO DOS CORPOS DE PROVA PARA O TESTE DE TRAÇÃO

Após retirar os corpos de prova da máquina de ensaio mecânico, estes foram adaptados em uma morsa de bancada e o torque dos parafusos foram verificados por meio de um torquímetro manual (CONEXÃO, Arujá, Brasil) com força de 20 N/mm. Posteriormente, sobre o tubo de PVC contendo o corpo de prova, foi adaptado um outro tubo de PVC com as mesmas dimensões.

A utilização desse novo cilindro de PVC com bordas e superfícies externas vaselinadas se fez necessária para que pudesse ser criado um mecanismo de

tracionamento do pilar de zircônia, sem que os tubos ficassem unidos (Figura 23). Para que os tubos de PVC fossem posicionados de forma padronizada, criou-se uma matriz de posicionamento confeccionada com silicone de condensação denso (Figura 26 – A).

O cilindro contendo o corpo de prova foi preenchido com cera utilidade, até que a cera ficasse ao nível da borda do cilindro plástico, sendo aplicada vaselina sólida sobre a cera e as bordas do tubo de PVC. Em seguida, com intuito de eliminar possíveis áreas retentivas entre os dois tubos de PVC, realizou-se por meio de um fragmento de látex um isolamento absoluto do componente de zircônia (Figura 24).

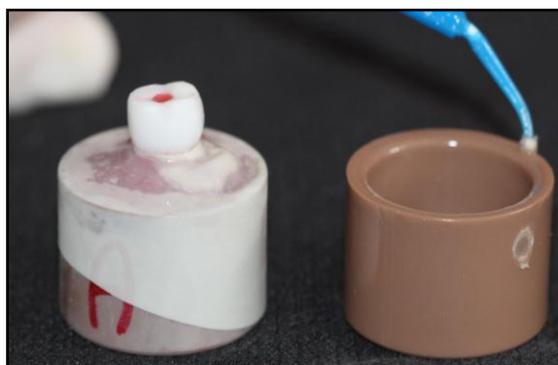


Figura 23: Novo cilindro de PVC com bordas e superfície externa devidamente vaselinadas.



Figura 24: A- preenchimento com cera utilidade até o nível da borda do cilindro e aplicação de vaselina sólida; B e C- isolamento absoluto da peça de zircônia com látex.

O novo tubo plástico foi então posicionado sobre o tubo contendo o corpo de prova. Após esse posicionamento, o tubo superior foi preenchido com resina acrílica incolor quimicamente ativada (JET, Campo Limpo, Brasil), promovendo uma inclusão do pilar de zircônia no interior do novo tubo de PVC (Figura 25).

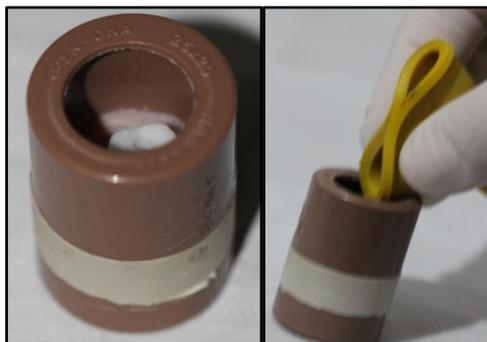


Figura 25: A- posicionamento dos cilindros de PVC e B- inclusão da peça de zircônia com resina acrílica quimicamente ativada.

Durante o processo de reação de presa da resina acrílica, os dois cilindros ficaram posicionados no interior da matriz (Figura 26 - B), confeccionada para poder padronizar a posição de união entre os dois tubos plásticos, onde no tubo inferior estava o análogo e no tubo superior estava o pilar híbrido de zircônia, ambos permaneciam unidos por meio do parafuso de retenção preso na base metálica do pilar de duas peças e na réplica do implante cone morse.

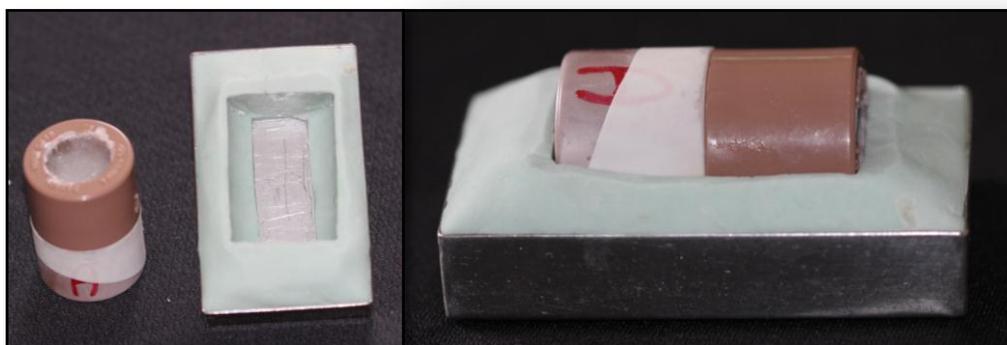


Figura 26: A- Matriz para padronização da posição dos cilindros de PVC. B-Tubos de PVC adaptados na matriz de posicionamento até a presa final da resina acrílica.

4.3.8 ADAPTAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA NA MÁQUINA DE ENSAIOS

Após a presa final da resina acrílica, o dispositivo contendo o corpo de prova foi removido da matriz de posicionamento e levado para a máquina de ensaio de tração, onde foram posicionados na porção inferior do aparelho. Na célula de carga localizada na parte móvel da máquina de ensaios foi adaptado um parafuso

metálico, cuja função foi de promover a ligação entre o tubo de PVC superior com a máquina de ensaio, possibilitando assim a execução do tracionamento (Figura 27 – A). A parte móvel da máquina de ensaios foi abaixada até que a cabeça do parafuso ficasse próxima ao tubo de PVC (Figura 27 – B). Com a máquina de ensaios estabilizada, foi realizada a união do parafuso ao tubo de PVC por meio da aplicação de resina acrílica quimicamente ativada (DURALAY, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, Ill., USA) (Figura 27 – C).

Passado o período de presa da resina acrílica, o tubo de PVC localizado na parte inferior da máquina foi estabilizado por meio de um dispositivo contendo três parafusos de fixação e o teste de tração pode então ser realizado.

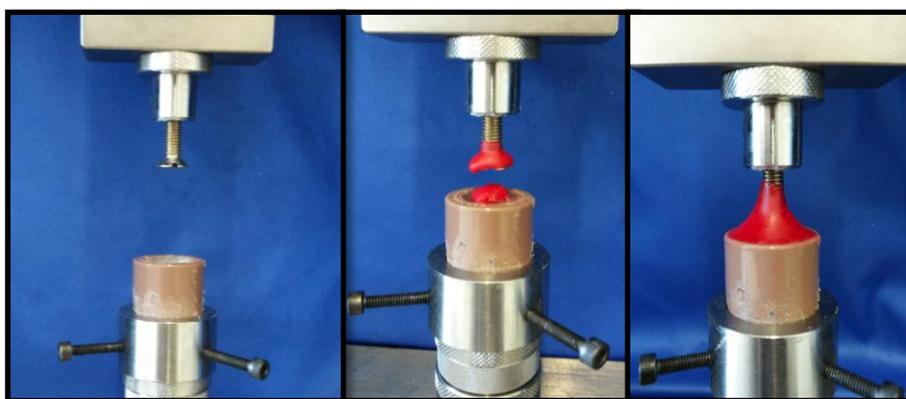


Figura 27: A- adaptação do parafuso na porção superior da máquina de ensaios; B e C – união do parafuso ao tubo de PVC superior com resina acrílica quimicamente ativada.

Durante a execução dos testes de tração, nenhum dos corpos de prova apresentou falha catastrófica (fratura) e verificou-se que todos os espécimes apresentaram falhas de cimentação na área de interesse do estudo.

5 RESULTADOS

5.1 RESULTADOS INDIVIDUAIS EM CADA GRUPO ESTUDADO

Os valores de resistência de união foram fornecidos pelo próprio computador da EMIC, e obtidos em Quilograma força (Kgf) individualmente para cada espécime.

Tabela 5: A, B e C: valores individuais obtidos para cada corpo de prova dentro dos grupos de cimentos testados, valores convertidos de kgf para Newton (N).

GRUPO A - Relyx U200	
1	299,12N
2	344,58N
3	290,02N
4	361,71N
5	385,16N
6	583,69N
7	277,89N
8	230,06N
9	442,67N
10	325,29N

GRUPO B - Panavia F 2.0	
1	368,34N
2	331,75N
3	361,34N
4	274,53N
5	329,56N
6	398,97N
7	505,03N
8	374,92N
9	494,60N
10	384,31N

GRUPO C - Multilink	
1	407,66N
2	318,38N
3	344,27N
4	563,91N
5	351,46N
6	304,75N
7	370,31N
8	333,75N
9	391,78N
10	334,21N

5.2 ANÁLISE DO TIPO DE FALHA DE CIMENTAÇÃO

Todos os corpos de prova foram analisados em estereomicroscópio (Discovery V20, Carl-Zeiss, Gotingen, Alemanha) para determinação do padrão de falha nas interfaces zircônia/cimento/titânio. Verificou-se que todos os corpos de prova apresentaram falha adesiva entre a superfície de zircônia e os cimentos resinosos avaliados.

5.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores de resistência à tração foram comparados entre os grupos A, B e C por uma análise de variância (ANOVA), ao nível de 5% de significância. Anterior a realização do teste, os dados foram verificados quanto a sua normalidade e homocedasticidade pelos testes de Shapiro-Wilk e Bartlett, respectivamente. Verificou-se que os dados apresentavam distribuição normal ($W = 0.90$, $p = 0.22$) e variância homogênea (Bartlett's K-squared = 1.26, $GL = 2$, $p = 0.53$).

Todas as análises foram realizadas pelo software livre R (R Core Team, 2013).

Os valores de resistência a tração medidos nos grupos A, B e C não diferiram estatisticamente. ($F=0.29$, $GL=2$, $p= 0.745$).

Referências: R: *A language and environment for statistical computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL <http://www.R-project.org/>

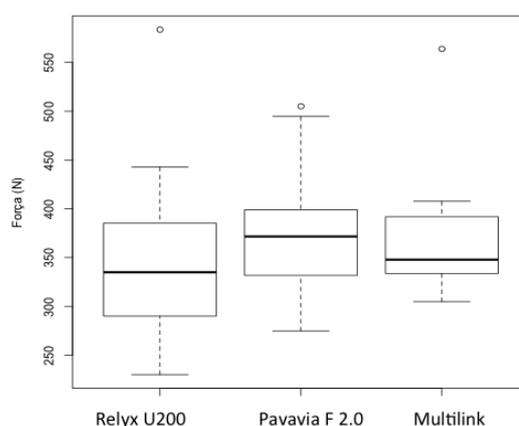


Figura 28: Diagrama estatístico dos valores de resistência de união encontrados em cada grupo.

6 DISCUSSÃO

A utilização de próteses cerâmicas e de sistemas de cimentação adesiva é crescente e com indicações cada vez mais abrangentes, devido à maior busca por estética e durabilidade das reabilitações orais (DELLA BONA, 2009). O desenvolvimento e aprimoramento das cerâmicas à base de Y-TZP contribuíram muito para que as próteses dentais se tornassem mais estéticas mantendo boas características de resistência e biocompatibilidade.

Sabe-se que a cerâmica à base de zircônia possui alta dureza e resistência à fratura, devido ao seu elevado conteúdo cristalino e ausência de fase vítrea. Em consequência destas características, seu uso requer atenção quando utilizado em determinadas reconstruções protéticas, por não permitirem uma efetiva adesividade dos cimentos resinosos (SCHERRER et al., 2011, PAPIA et al., 2012). As cerâmicas de zircônia são ácido resistentes, necessitando de tratamentos de superfície para otimizar sua união aos cimentos resinosos (CASTRO et al., 2012). Os métodos mais utilizados são os tratamentos de superfície mecânicos por meio de jateamentos com partículas variadas e o tratamento de superfície químico por meio de agentes de união que aumentam significativamente a capacidade de interação entre os cimentos resinosos e os substratos a serem cimentados (AMARAL et al., 2014).

A diminuição da resistência de cerâmicas de Y-TZP após tratamento de superfície mecânico foi relatada por alguns estudos e está relacionada com a alteração superficial da cerâmica causada pelo jateamento e associada ao crescimento subcrítico de trincas promovido pelo contato direto com meio aquoso (CURTIS et al., 2006a; PITTAYACHAWAN et al., 2007; STUDART et al., 2007a; STUDART et al., 2007b; YUN et al., 2010). Estudos desenvolvidos por GUAZZATO et al. (2005) e SATO et al. (2008) revelaram que apesar do jateamento com óxido de alumínio aumentar a resistência mecânica da cerâmica pela formação da camada residual de estresse compressivo, ele promove a formação de microtrincas na estrutura da cerâmica, que podem atuar como pontos de fragilidade no material. Corroborando com esses estudos, CURTIS et al. (2006b) verificaram, com o auxílio de MEV, que os regimes de jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50 μm e 110 μm são capazes de danificar a superfície da cerâmica de zircônia,

causando danos irreversíveis. Baseado nesses estudos, com o intuito de preservar a integridade estrutural dos componentes de zircônia avaliados neste projeto de pesquisa, optamos por não realizar o tratamento de superfície com jateamento e sim o tratamento de superfície químico, por meio da utilização de *primers* indicados pelos fabricantes dos cimentos resinosos utilizados neste estudo.

ATSU et al. (2006) e TANAKA et al. (2008), encontraram os maiores valores de resistência ao cisalhamento quando a cimentação foi associada ao tratamento químico das superfícies de zircônia com um *primer* e com um cimento contendo MDP. Porém, OZCAN et al. (2008b), obtiveram valores baixos de resistência ao cisalhamento quando os protocolos de cimentação resinosa indicados pelos fabricantes foram seguidos. Além disso, houveram falhas adesivas em todos os corpos de prova após a termociclagem (6.000 ciclos, 5°C - 55°C), mesmo quando utilizado cimentos e *primers* com MDP (OZCAN et al., 2008b).

O uso de *primers* e cimentos à base de MDP mostrou altos valores de resistência adesiva entre cimento resinoso e zircônia em estudos prévios (TAKEUCHI et al., 2010; CASTRO et al., 2012). Cimentos resinosos e *primers* estão em constante desenvolvimento, buscando otimizar os valores de resistência de união à cerâmicas de zircônia (KITAYAMA et al., 2010; CASTRO et al., 2012; AMARAL et al., 2014).

Diversos estudos tem confirmado que o uso do MDP na composição do cimento resinoso aumenta a resistência adesiva de união (AMARAL et al., 2008; KOIZUMI et al., 2012; CASTRO et al. 2012; MOON et al. 2011). Entretanto, isto ainda é divergente na literatura, pois em 2012, CRISTOFORIDES et al. afirmaram que o uso do MDP não é efetivo. Apesar do *primer* com MDP aumentar a resistência adesiva inicial entre cimento resinoso e zircônia, estudos demonstram que esse efeito sobre a resistência adesiva é limitado e não duradouro (YUN et al., 2010).

O modo como os corpos de prova são fixados em suas respectivas bases e a simulação das características do tecido ósseo de suporte têm sido descritos como importantes fatores a serem considerados quando avalia-se a resistência à fratura de determinados componentes protéticos (STERZENBACH et al., 2011). Nos testes *in vitro*, o material que circunda o corpo de prova deve reproduzir a deformação e a capacidade óssea de absorver a carga mastigatória, suportando as forças compressivas e tangenciais, presentes em um ensaio de resistência à fratura (SOARES et al., 2005). Segundo ROSENTRITT et al. (2006), é necessário realizar

uma simulação dos tecidos de suporte durante os testes de fratura, de modo que a real função destes tecidos possa ser simulada. Quando pretende-se avaliar a resistência à fratura de próteses odontológicas o poliuretano deve ser o material de escolha para embutir os corpos de prova, em virtude do módulo de elasticidade ser semelhante ao do osso (SCHERRER et al., 1993) e representar fielmente o comportamento do osso sob carga (SARAFIDOU et al., 2012). SOARES et al. (2005), demonstrou que o material de inclusão para simulação do suporte ósseo, apresentou impacto sobre a resistência e os padrões de fratura. Espécimes rigidamente suportados podem gerar resultados enganosos quanto à capacidade das estruturas em resistir à fraturas (SARAFIDOU et al., 2012; DITTIMER et al., 2010).

Como o objetivo do presente projeto de pesquisa foi avaliar a resistência da adesividade entre as duas peças dos pilares híbridos de zircônia e não a resistência à fratura destes pilares, optamos por utilizar a resina acrílica quimicamente ativada ao invés do poliuretano para incluir os análogos dos implantes em suas respectivas bases. Neste mesmo sentido, decidimos por utilizar análogos de implantes ao invés de implantes de titânio, pois como descrito anteriormente a nossa proposta foi de avaliar a resistência de união e não a resistência à fratura dos corpos de prova. Todos os 30 corpos de prova foram confeccionados com o mesmo tipo de análogo, réplica do implante cone morse NP (CONEXÃO, Arujá, Brasil), sendo os três grupos avaliados (A, B e C) submetidos à essa mesma condição, variando apenas o agente cimentante em cada grupo.

A resistência de união dos cimentos resinosos à superfície de zircônia vem sendo tema de diversos trabalhos de pesquisa. O interesse pelo assunto reside no fato do ambiente bucal ter potencial para alterar física e quimicamente tanto a superfície da zircônia, quanto a estrutura do cimento resinoso. A presença de umidade e a variação térmica (contração e expansão) associadas a esforços mecânicos repetitivos, fenômenos estes gerados durante o ciclo mastigatório, fornecem condições propícias para a ocorrência de alteração estrutural destes componentes.

A variação da temperatura dos corpos de prova durante a termociclagem produz um estresse térmico no agente cimentante e nos substratos cimentados, causando falhas na adesividade (LUNG et al., 2012; CASTRO et al., 2012). Os efeitos da termociclagem são muito dependentes do tamanho da interface adesiva,

sendo que para corpos de prova submetidos a microtração a termociclagem diminui significativamente a resistência adesiva, sustentando a hipótese de que este processo de envelhecimento acelera a degradação química da interface (DE MUNCK et al., 2005). Curtos períodos de armazenagem e/ou baixo número de ciclos em ciclagem térmica podem não avaliar a real durabilidade e estabilidade de adesão dos materiais avaliados (LUNG et al., 2012; CASTRO et al., 2012).

Um estudo publicado por HOOSHMAND et al., (2013), demonstrou que os autores não realizaram ensaios imediatos para verificar a resistência de união logo após a cimentação; somente após a termociclagem foi realizada a verificação, pois o objetivo dos autores era saber os resultados após o envelhecimento dos corpos de prova. Sistemas adesivos com altos valores de resistência adesiva inicial que diminuem significativamente após envelhecimento deveriam ser considerados com muita cautela pela comunidade odontológica (AMARAL et al., 2013).

DE MUNCK et al., (2005) utilizaram a água destilada como meio de solução na termociclagem, segundo os autores, os resultados com soluções de saliva artificial apresentaram-se semelhantes aos da água destilada após o armazenamento. Em nosso estudo, utilizamos a água destilada durante todas as etapas dos processos de envelhecimento e armazenagem dos corpos de prova.

A diferença na resposta dos cimentos aos mesmos protocolos de envelhecimento pode ser atribuída à susceptibilidade de cada um dos cimentos à degradação hidrolítica, causada pela difusão da água na interface adesiva (MARTINLINNA et al., 2009). Além disso, a diferença no coeficiente de expansão térmico linear entre os materiais utilizados (base de titânio – cimento resinoso – corpo de zircônia) gera tensões térmicas na interface durante a termociclagem, comprometendo a adesão (HEIKKINEN et al., 2009).

Há muita divergência na literatura com achados relativos à resistência adesiva pós termociclagem. MARTINLINNA et al., (2011) e SMITH et al. (2011) afirmaram que após a termociclagem, houve um aumento da resistência adesiva entre agente cimentante e a zircônia. Já KOMINE et al. (2009) afirmaram que os valores de adesão após a termociclagem permaneceram inalterados. Para LINDGREN et al., em 2008, os adesivos testados que não tinham MDP na composição tiveram todos os valores diminuídos após a termociclagem. MARTINLINNA e LASSILA, em 2011, afirmaram que após a termociclagem, há um aumento da resistência de união devido à acelerada pós-polimerização pela

permanência dos corpos de prova em alta temperatura a 55°C. ÖZCAN et al., em 2008, informaram que os corpos de provas se descolaram com a termociclagem e que o Panavia F 2.0 mostrou o maior valor de resistência adesiva. SILVA et al., em 2012, afirmaram que o Metal/Zircônia Primer melhora a resistência de união, mas apenas em condição inicial e que após termociclagem, todos corpos de prova se descolaram espontaneamente. Já PASSOS et al., em 2010, reportaram que no grupo de sua pesquisa em que não houve tratamento químico de superfície, diversos espécimes se descolaram durante a termociclagem e que o tratamento químico de superfície aumenta esta resistência adesiva. Para MAY et al., em 2010, os corpos de prova também sem tratamento de superfície se soltaram em armazenamento após 90 dias em água, porém, com o tratamento de superfície químico, a resistência de união apresentou-se aumentada. No presente estudo, durante a execução da termociclagem e armazenagem dos corpos de prova em meio aquoso, não foi constatada nenhuma falha catastrófica (descimentação espontânea).

AMARAL et al., em 2008, por meio de teste de tração, afirmaram que os tratamentos de superfície químicos proporcionaram resistência adesiva durável. Entretanto, BEHR et al., em 2011, também por teste de tração após termociclagem, afirmaram que os sistemas adesivos investigados pelo seu trabalho não forneceram resistência adesiva clinicamente aceitável.

MYASHITA et al., 2004, afirmaram que na cavidade bucal, as forças aplicadas sobre os materiais desenvolvem ciclagem de impulsos mecânicos que podem ser simulados por uma ciclagem mecânica, que tende a se aproximar das condições fisiológicas geradas pelo ciclo mastigatório.

Sendo assim, vimos a importância de se verificar a influência da utilização de uma máquina de ciclagem mecânica, desenvolvida para indução de fadiga, sobre a resistência de união dos cimentos resinosos em pilares híbridos de zircônia.

Como na literatura não existe um consenso com relação ao protocolo de ciclagem que dever ser utilizado para avaliar a resistência de união entre cimentos resinosos e zircônia, uma gama de diferentes protocolos de ciclagem mecânica tem sido relatados. ITINOCHE et al. (2006) submetem os corpos de prova a 20.000 ciclos, com 50 N de carga e frequência de 1 Hz. Já OKUTAN et al. (2006) utilizaram 1.200.000 ciclos/50 N/ 1,3 Hz para avaliar a resistência de união de cimentos resinosos à coroas de zircônia submetidas à ciclagem mecânica. PITTAYACHAWAN

et al. (2007), utilizando diferentes protocolos de ciclagem (500.000 ciclos; carga: 50 a 70% da resistência média do material), avaliaram a influência da fadiga na resistência à flexão biaxial da cerâmica de Y-TZP (Lava) e observaram que dependendo da carga aplicada, várias amostras fraturam antes do final da ciclagem. Por outro lado, CURTIS et al. (2006a) pesquisaram o efeito de diversos protocolos de ciclagem (2.000 a 100.000 ciclos; carga: 80 a 800N), em meio seco e meio úmido, na resistência à flexão de uma cerâmica de Y-TZP e verificaram que nenhum protocolo de ciclagem influenciou à resistência da cerâmica em estudo.

Alguns estudos (ATT et al., 2007; ZHANG et al., 2004) relatam que 1.200.000 ciclos com carga de 50 N simula 5 anos de uso clínico do material. De acordo com estudos de KELLY, 1995; KELLY, 1999, não existe uma relação exata entre o número de ciclos realizados em estudos laboratoriais (*in vitro*) com as condições clínicas, uma vez que as condições clínicas nas quais as próteses são submetidas não são reproduzidas exatamente em laboratório.

Sendo assim, como o objetivo deste trabalho foi a verificação da influência da ciclagem mecânica na resistência de união dos constituintes dos pilares híbridos de zircônia, sem que houvesse a fratura dos corpos de provas, optou-se pela realização de 200.000 ciclos, com frequência de 2Hz e carga de 100N.

Também é possível observar que, assim como o número de ciclos, a carga utilizada durante a ciclagem mecânica varia bastante entre os estudos (ATT et al., 2007; LARSSON et al., 2007; PITTAYACHAWAN et al., 2007). Embora a carga normal durante o ciclo mastigatório esteja entre 9 a 180N (DELONG e DOUGLAS, 1983), estudos clínicos têm relatado uma grande variedade nos valores de força mastigatória máxima. JULIEN et al. (1996) relataram que a força máxima mastigatória para o gênero feminino foi 451,3N e 596,7N para o masculino. Já BONAKDARCHIAN et al. (2009) encontraram força mastigatória máxima de 937N para homens e 530N para mulheres. REGALO et al. (2008), avaliando a carga mastigatória por região, verificou que na região de incisivos a carga máxima varia entre 93 - 206N e entre 262 - 521N na região de molares. Entretanto, em pacientes com parafunção, FERRARIO et al. (2004) concluíram que a carga mastigatória pode chegar a 1.221N. Considerando que é mais realista utilizar cargas funcionais consideradas normais nos estudos experimentais, ao invés de cargas elevadas que representem a força máxima alcançada por pessoas em situações extremas

optamos por utilizar em nosso estudo uma carga de 100N durante toda ciclagem mecânica.

A frequência aplicada no nosso estudo foi de 2,0Hz, diferente da frequência mastigatória que é de aproximadamente 1,2Hz (JEMT et al., 1979). Porém, tem sido demonstrado que a frequência da ciclagem mecânica não gera alterações significantes nos valores de resistência à fratura (KELLY et al., 2010).

Existem diversos estudos que realizam a ciclagem mecânica, associada ou não a ciclagem térmica, com o objetivo de gerar uma maior fragilização dos materiais (ATTIA, KERN, 2004; HEINTZE et al., 2008; BORGES et al., 2009). Quando o processo de envelhecimento artificial não é realizado nos ensaios laboratoriais, a previsão de sucesso em longo prazo pode ser limitada (HEINTZE et al., 2011). O carregamento cíclico e as condições de umidade causam a deterioração dos corpos de prova por força acumulada, podendo provocar a fratura ou descimentação dos espécimes após um determinado número de ciclos (PETERSON et al., 1998).

Neste sentido, considerando que o objetivo do nosso estudo foi avaliar o efeito do envelhecimento termomecânico na resistência de união dos cimentos resinosos na cimentação dos constituintes dos pilares híbridos de zircônia, sem que houvesse fratura dos espécimes durante a ciclagem mecânica, o protocolo de ciclagem utilizado no presente estudo pode ser considerado satisfatório, pois nenhum dos corpos de prova do presente estudo apresentou falha catastrófica durante os ensaios termomecânicos.

A durabilidade de união entre uma cerâmica à base de Y-TZP e um cimento resinoso utilizando testes de resistência à tração podem ser verificados na literatura. (OYAGÜE ET AL., 2009A; OYAGÜE et al., 2009b; KERN et al., 2009; YANG et al., 2010; KITAYAMA et al., 2010).

Os resultados do ensaio de tração são influenciados por fatores relacionados ao material a ser estudado, corpo de prova, equipamento de ensaio e métodos de ensaios. (GABAUER 2000; BIRCH 2003; SAC-SINGLAS 2007). O uso de corpos de provas padronizados é importante, porque minimiza discrepâncias e aumenta a homogeneidade dos resultados dentro de cada grupo estudado. Sendo assim a forma de confecção dos espécimes deve ser cuidadosamente considerada na etapa de preparação dos corpos de prova. Para a realização adequada do teste de tração deve-se considerar o método de fixação dos corpos de prova em suas respectivas

bases e o posicionamento destas na máquina de ensaio. Para que o teste de tração apresente resultados fidedignos, é importante que o longo eixo do corpo de prova esteja alinhado e coincidindo com a linha central de aplicação da força pela máquina de ensaios, seguindo o conceito de aplicação de força uniaxial (DOMENEGHETTI, 2011). Baseado nestes princípios, em nosso estudo utilizamos o delineador protético para posicionar o corpo de prova perpendicular à base de sustentação, possibilitando que o longo eixo dos espécimes estivesse alinhado com o eixo de aplicação de força pela máquina de ensaios de tração. Este alinhamento entre os longos eixos dos corpos de prova e da máquina de ensaios, permitiu nos fixar de forma rígida os espécimes para a execução do teste de tração.

LEE et al., 2011, encontraram diferença estatística de resistência a microtração após 18.000 ciclos de termociclagem para os cimentos estudados (RelyX Unicem e Panavia F 2.0) cimentados à Y-TZP. O cimento resinoso contendo MDP (Panavia F 2.0) apresentou valores significativamente superiores ($p < 0,05$) aos respectivos grupos do cimento autoadesivo (RelyX Unicem). Qualitativamente, o cimento auto adesivo apresentou um número maior de falhas adesivas, que aumentou após a termociclagem, suportando os resultados quantitativos.

Os resultados da resistência de união dos cimentos testados em nosso estudo para a cimentação dos pilares híbridos de zircônia, não apresentaram diferenças estatísticas significativas, porém a média dos valores encontrados para o cimento Panavia F 2.0 foram superiores à média dos valores encontrados para o cimento Multilink e este por sua vez obteve média superior ao cimento Relyx U200. Estes resultados estão de acordo com o trabalho realizado por GEHRKE et al. (2014), onde os autores verificaram que a cimentação dos pilares híbridos de zircônia por meio dos cimentos Panavia 21, Multilink e SmartCem 2 também não apresentou diferenças estatísticas significativas. Neste mesmo estudo os autores verificaram estatisticamente que os resultados obtidos dentro de cada grupo demonstraram uma alta variabilidade, fato este que não foi observado em nosso estudo, pois a análise estatística demonstrou por meio dos testes de Shapiro-Wilk e Bartlett, que os dados apresentavam distribuição normal ($W = 0.90$, $p = 0.22$) e variância homogênea (Bartlett's K-squared = 1.26, GL = 2, $p = 0.53$). Esta homogeneidade encontrada nos resultados obtidos em nosso estudo pode ser justificada pela adequada padronização dos corpos de prova, associada ao processo

de cimentação seguindo as orientações dos fabricantes e pelo fato de todas as etapas de confecção dos espécimes terem sido realizadas por um único operador.

O padrão de falha adesiva entre o cimento resinoso e a superfície de zircônia foi verificado em todos os corpos de prova por meio da análise com estereomicroscópio. Este padrão de falha é justificado pela elevada lisura superficial das superfícies de zircônia, resultante do elevado conteúdo cristalino e ausência de fase vítrea. No estudo de GEHRKE et al. (2014), os autores também constataram que os padrões de falha de cimentação foram do tipo adesiva entre o cimento resinoso e a superfície de zircônia de pilares híbridos.

As limitações dos estudos *in vitro* devem ser superadas em estudos *in vivo* bem delineados e com acompanhamento em longo prazo. Resultados de estudos *in vitro* não podem ser diretamente extrapolados para a clínica, visto que clinicamente podem apresentar-se diferentes. Sendo assim, a busca por sistemas adesivos, tratamentos de superfície cerâmicos e *primers* ideais para a cimentação de qualquer tipo de restauração indireta deve ser uma atividade de investigação constante. A durabilidade da união entre os cimentos resinosos, base metálica de titânio e a cerâmica à base de Y-TZP, deve ser acompanhada clinicamente em longo prazo a fim de verificar o real desempenho dos agentes de cimentação avaliados neste estudo.

7 CONCLUSÃO

Diante da metodologia aplicada e dos resultados obtidos, pôde-se concluir que:

- Os três cimentos testados resistiram aos testes de envelhecimento propostos e proporcionaram retenção aos pilares híbridos de zircônia.

8 Referências Bibliográficas

ABOUSHELIB, M. N.; KLEVERLAAN, C. J.; FEILZER, A. J. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. **J Prosthodont**, Philadelphia, v. 17, n. 5, p. 401-408, Jul. 2008.

ABOUSHELIB, M. N.; SALAMEH, Z. Zirconia implant abutment fracture: clinical case reports and precautions for use. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 22, n. 6, p. 616-619, Nov-Dec. 2009.

ALBREKTSSON, T.; DAHL, E.; ENBOM, L.; ENGEVALL, S.; ENGQUIST, B.; ERIKSSON, A. R.; et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. **J Periodontol**, Indianápolis, v. 59, n. 5, p. 287-296, May 1988.

AMARAL R, OZCAN M, VALANDRO LF, BALDUCCI I, BOTTINO MA. Effect of conditioning methods on the microtensile bond strength of phosphate monomer-based cement on zirconia ceramic in dry and aged conditions. **Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied Biomaterials**. 2008;85(1):1-9.

AMARAL M, BELLI R, PETCHELD A, LOHBAUER U. Adhesive Performance of New Coupling Agents to Sandblasted Zirconia. Resumo, **IADR 2013**, Seattle.

AMARAL M, BELLI R, CESAR PF, VALANDRO LF, PETSCHILT A, LOHBAUER U. The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. **Journal of Dentistry**. 2014;42(1):90-8.

ANDERSON, B.; TAYLOR, A.; LANG, B. R.; SCHELLER, H.; SCHARER, P.; SORENSEN, J. A.; et al. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement : a prospective 1-to-3 year multicenter study. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 14, n. 5, p. 432-438, Sep-Oct. 2001.

ANUSAVICE, K. J. PHILLIPS, R. W. Phillips` Science of Dental Materials. 11 ed,. St. Louis: Elsevier Science, 2003.

APICELLA, D.; VELTRI, M.; BALLERI, P.; APICELLA, A.; FERRARI, M. Influence of abutment material on the fracture strength and failure modes of abutment-fixture assemblies when loaded in a bio-faithful simulation. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 22, n. 2, p. 182-188, Feb. 2011.

ARRAIS, A.; GIANNINI, M.; RUEGGERBERG, F. A.; PASHLEY, D. H. Microtensile bond strength of dual polymerizing cementing systems to dentin using different polymerizing modes. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 97, n. 2, p. 99-106, Feb. 2007.

ASSENZA, B.; TRIPODI, D.; SCARANO, A.; PERROTTI, V.; PIATTELLI, A.; IEZZI, G.; et al. Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections: an in vitro study. **J Periodontol**, Indianápolis, v. 83, n. 4, p. 491-497, Apr. 2012.

ASMUSSEN, E. Softening of BisGMA- based polymers by etanol and by organic acids of plaque. **Scan J Dent Res**, Copenhagen, v. 92, n. 3, p. 257-261, Jun. 2008.

ATT W, GRIGORIADOU M, STRUB JR. ZrO2 three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. **J Oral Rehabil**. 2007;34:282-90.

ATTIA A, KERN M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. **J Prosthet Dent**. 2004 Dec;92(6):551-6.

ATSU SS, KILICARSLAN MA, KUCUKESMEN HC, AKA PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. **J Prosthet Dent**. 2006;95:430-6.

AYAD, M. F.; JOHNSTON, W. M.; ROSENSTIEL, S. F. Influence of tooth preparation taper and cement type on recementation strength of complete metal crowns. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 102, n. 6, p. 354-361, Dec. 2009.

BACHHAV, V. C.; ARAS, M. A. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. **Quintessence Int**, Berlin, v. 42, n. 2, p. 173-182, Feb. 2011.

BEHR M, PROFF P, KOLBECK C, LANGRIEGER S, KUNZE J, HANDEL G. The bond strength of the resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. 2011;4(1):2-8.

BIRCH, KEITH. An Intermediate Guide to Estimating and Reporting Uncertainty of Measurement in Testing. **British Measurement and Testing Association**, ISSN 1368-6550, 2003.

BLATZ, M. B.; BERGLER, M.; HOLST, S.; BLOCK, M. S. Zirconia abutments for single-tooth implants-rationale and clinical guidelines. **J Oral Maxillofac Surg**, Philadelphia, v. 67, n.11 (suppl), p. 74-81, Nov. 2009.

BONAKDARCHIAN M, ASKARI N, ASKARI M. Effect of face form on maximal molar bite force with natural dentition. **Arch Oral Biol**. 2009;54:201-4.

BORGES GA, CALDAS D, TASKONAK B, YAN J, SOBRINHO LC, DE OLIVEIRA WJ. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. **J Prosthodont**. 2009 Dec;18(8):649-55.

BOTTINO, M. A; FARIA, R; BUSO, L; SILGTZ, FABIO. Implantodontia estética - O desenvolvimento de um novo pilar cerâmico. **ImplantNews**, São Paulo, v. 2, n. 6, p. 592-600. Nov-Dez. 2005.

BOZKAYA, D.; MÜFTÜ, S. (2003). Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. **J Biomech**, Elmsford, v. 36, n. 11, p. 1649-1658, Nov. 2003.

BRAGA RR, MEIRA JB, BOARO LC, XAVIER TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. **Dent Mater**. 2010 Feb;26(2):e38-49.

BRANEMARK, P. L.; ADELL, R.; LEKHOLM, U.; LINDHE, J.; ROCKLER, B.; ERIKSSON, B.; et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures **Swed Dent J Suppl**, Malmo, v. 28, p. 175-81, 1985.

BRESSAN, E.; PANIZ, G.; LOPS, D.; CORAZZA, B.; ROMEO, E.; FAVERO, G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 22, n. 6, p. 631– 637, Jun. 2011.

BURKE, F. J. Trends in indirect dentistry: introduction. **Dent Update**, Guildford, v. 32, n. 3, p. 128, Apr. 2005.

CAGLAR, A.; BAL, B. T.; KARAKOCA, S.; AYDIN, C.; YILMAZ, H.; SARISOY, S. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 26, n. 5, p. 961–969, Sep-Oct. 2011.

CARDOSO, A. C. O Passo-a-passo da Prótese sobre Implante: Da 2ª Etapa Cirúrgica à Reabilitação Final; 4 ed. São Paulo: Livraria Santos, 2007.

CASTELLON P, POTIKET N, SOLTYS JL, JOHNSON J, ZAVALA J. All-ceramic restorative system for esthetic implant-supported crowns: in vitro evaluations and clinical case report. **Compend Contin educ Dent** 2003; 24:673-683.

CASTRO HL, CORAZZA PH, PAES-JÚNIOR T DE A, DELLA BONA A. Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength to dentin. **Dent Mater**. 2012 Nov;28(11):1191-7.

CAVUSOGLU, Y; AKÇA, K; GÜRBÜZ, R; CEHRELI, MC. A pilot study of joint stability at the zirconium or titanium abutment/titanium implant interface. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 29, n. 2, p. 338-343. Mar-Apr, 2014.

CHANG, J. S; JI, W; CHOI, C.H; KIM, S. Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 14, p. 419-423, Oct. 2013

- CHRISTENSEN G. Selecting the best abutment for a single implant. **JADA** 2008; 139: 484-487.
- CODY RP. Esthetics in implant dentistry: a case report using the Astra Tech Zir abutment in a maxilar anterior single tooth reconstruction. **US Dentistry** 2006; 27-28.
- CONRAD, H. J.; SEONG, W.; PESUN, I. J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 98, n. 5, p. 389–404, Nov. 2007.
- CRAIG, R.; POWERS, J. M.; *Materiais dentários restauradores*. 11 ed. São Paulo: Santos, 2004.
- CRISTOFORIDES P, AMARAL R, MAY LG, BOTTINO MA, VALANDRO LF. Composite resin to yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystal bonding: comparison of repair methods. **Oper Dent**. 2012;37(3):263-71.
- CUMBO, C.; MARIGO, L.; SOMMA, F.; LA TORRE, G.; MINCIACCHI, I.; D'ADDONA, A. Implant platform switching concept: a literature review. **Eur Rev Med Pharmacol Sci**, Roma, v. 17, n. 3, p. 392–397, Feb. 2013.
- CURTIS AR, WRIGHT AJ, FLEMING GJP. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. **J Dent**. 2006a;34:317-25.
- DE LONG R, DOUGLAS WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. **J Dent Res**.1983;2(1):32-6.
- DE MUNCK J, VAN MEERBEEK B, VAN LANDUYT K, , HASHIMOTO M, PEUMANS M, LAMBRECHTS P. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. **Dent Mater J**. 2005 Mar;24(1):1-13.
- DELLA BONA A, VAN NOORT R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. **J Dent Res**. 1995;74(9):1591-6.
- DELLA BONA A. *Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry*. São Paulo: Artes Médicas; 2009.
- DITTMER MP, KOHORST P, BORCHERS L, STIESCH M. Influence of the supporting structure on stress distribution in all-ceramic FPDs. **Int J Prosthodont** 2010;23(1):63-8.
- DOMENEGHETTI, G. *A expressão da incerteza de medição em ensaios mecânicos: iso gum e monte carlo aplicados no ensaio de tração*. Dissertação de mestrado submetida ao Instituto Superior Tupy como requisito final para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica. Joinville 2011
- EKFELDT, A.; FURST, B.; CARLSSON, G. E. Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: A retrospective and clinical follow-up study. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 22, n. 11, p. 1308-1314, Nov. 2011.
- EL-MOWAFY, O. M.; RUBO, M. H.; EL-BADRAWY, W. A. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. **Oper Dent**, Seattle, 1999, v. 24, n. 1, p. 38-44, Jan-Feb. 1999.
- FARIA R; CARVALHO R.F; BERGOLI C.D; BOTIINO M.A. Pilares Cerâmicos na Odontologia. **International Journal of Brazilian Dentistry**. Set. 2013; v.9, n.3, p.332-337.
- FERNANDES, J. C. S.; CORREIA, A. R. M.; CARDOSO, J. A.; FERNANDES, P. F. S.; ALMEIDA, T. C.; PINTO, M. G. CAD-CAM all-ceramic fully sintered zirconia crowns for the oral rehabilitation of an amelogenesis imperfecta case. **Rev Odonto Ciênc**, Porto Alegre v. 24, n. 3, p. 323-326, Jun. 2009.
- GEHRKE, P; ALIUS, J; FISCHER, C; ERDEL, K. J; BEUER, F. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. **Clin Implant Dent Relat Res**, Hamilton, v. 16, n. 6, p. 920-925. Dec, 2014.

GOMES, A. L.; MONTERO, J. Zirconia implant abutments: A review. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**, Valencia, v. 16, n. 1, p. 50-55, Jan. 2011.

GUESS, P. C.; ATT, W.; STRUB, J. R. Zirconia in fixed implant prosthodontics. **Clin Implant Dent Relat Res**, Hamilton, v. 14, n. 5, p. 633-645, Oct. 2012.

GUZZATO M, QUACH L, ALBAKRY M, SWAIN MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. **J Dent**. 2005; 33: 9-18.

GRACIS, S. VIGOLO, P.; ZWAHLEN, M.; SAILER, I.; MICHALACS, K.; VULT von STEYERN, P. Internal vs . external connections for abutments / reconstructions : a systematic review. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 23, Suppl 6, p. 202–216, Oct. 2012.

HEINTZE SD, ALBRECHT T, CAVALLERI A, STEINER M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. **Dent Mater**. 2011 Feb;27(2):e10-9.

HERNIGOU, P.; QUEINNEEC, S.; FLOUZAT LACHANIETTE, C. H. One hundred and fifty years of history of the Morse taper: from Stephen A. Morse in 1864 to *complications* related to modularity in hip arthroplasty. **International Orthopaedics**, Berlin, v. 37, n. 10, p. 2081-2088, Oct. 2013.

HJERPPE, J.; LASSILA, L. V.; RAKKOLAINEN, T., NÄRHI, T.; VALLITTU, P.K. Load-bearing capacity of custom-made versus prefabricated commercially available zirconia abutments. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 26, n. 1, p. 132-138, Jan-Feb. 2011.

HOOSHMAND T, MATINLINNA JP, KESHVAD A, ESKANDARION S, ZAMANI F. Bond strength of a dental leucite-based glass ceramic to a resin cement using different silane coupling agents. **J Mech Behav Biomed Mater**. 2013;327-32.

FERRARIO VF, SFORZA C, ZANOTTI G, TARTAGLIA GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. **J Dent**. 2004;32:451-7.

HEIKKINEN TT, LASSILA LVJ, MARTINLINNA JP, VALLITTU PK. Thermocycling effects on resin Bond to silicized and silanized zirconia. **J Adhes Sci Technol**. 2009;23:1043-51.

HEINTZE SD, CAVALLERI A, ZELLWEGER G, BUCHLER A, ZAPPINI G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. **Dent Mater**. 2008 Oct;24(10):1352-61

HILL, E. E. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 51, n. 3, p. 643-658, July 2007.

ITINOCHE MK, OZCAN M, BOTTINO MA, OYAFUSO D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. **Dent Mater**. 2006;22:1029-34.

JEMT T, KARLSSON S, HEDEGARD B. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. **J Prosthet Dent**. 1979 Dec;42(6):669-73.

JULIEN KC, BUSCHANG PH, THROCKMORTON GS, DECHOW PC. Normal masticatory performance in young adults and children. **Archs Oral Biol**. 1996;41(1):69-75.

KELLY JR. Perspectives on strength. **Dent Mater**. 1995;11:103-110.

KELLY JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. **J Prosthet Dent**. 1999;81:652-61. J

KELLY JR, RUNGRUANGANUNT P, HUNTER B, VAILATI F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. **J Prosthet Dent**. 2010 Oct;104(4):228-38.

KERN M, BARLOI A, YANG B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. **J Dent Res**. 2009 Sep;88(9):817-22. J Dent

KHRAISAT, A.; STEGAROIU, R.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 88, n. 6, p. 604-610, Dec. 2002.

KIM, J.S; RAIGROD, SKI A.J; FLINN, B.D; RUBENSTEIN, J.E; CHUNG, K.H; MANCL, L. In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.109, n.4, p.255-63, Apr. 2013

KITAYAMA S, NIKAIDO T, TAKAHASHI R, ZHU L, IKEDA M, FOXTON RM. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. **Dent Mater**. 2010;26(5):426-32.

KOIZUMI H, NAKAYAMA D, KOMINE F, BLATZ MB, MATSUMURA H. Bonding of resin-based luting cements to zirconia with and without the use of ceramic priming agents. **J Adhes Dent**. 2012 Aug;14(4):385-92.

KOMINE F, KOBAYASHI K, SAITO A, FUSHIKI R, KOIZUMI H, MATSUMURA H. Shear bond strength between an indirect composite veneering material and zirconia ceramics after thermocycling. **Journal of Oral Science**. 2009;51(4):629-34.

LARSSON C, HOLM L, LOVGREN N, KOKUBO Y, VULT VON S. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. **J Oral Rehabil**. 2007;34:702-9.

LEE TH, AHN JS, SHIM JS, HAN CH, KIM SJ. Influence of cement thickness on resin-zirconia microtensile bond strength. **J Adv Prosthodont**. 2011;3:119-25.

LEWIS, M.B.; KLINEBERG, I. Prosthodontic considerations designed to optimize outcomes for single-tooth implants. A review of the literature. **Aust Dent J**, Sydney, v. 56, n. 2, p. 181–192, Jun. 2011.

LINDGREN J, SMEDS J, SJOGREN G. Effect of surface treatments and aging in water on bond strength to zirconia. **Operative Dentistry**. 2008;33(6):675-81.

LINKEVICIUS, T.; APSE, P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 23, n. 3, p. 449–456, May-Jun. 2008.

LORENZONI, F.; LEME, V.; SANTOS, L.; DE OLIVEIRA, P.; MARTINS, L.; BONFANTE, G.; Evaluation of chemical treatment on zirconia surface with two primer agents and an alkaline solution on bond strength. **Oper Dent**, Seattle, v. 37, n. 6, p. 625-633, Nov. 2012.

LUGHI, V.; SERGO, V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. **Dent Mater**, Washington, v. 26, n.8, p. 807-820, Aug. 2010.

LUNG CY, BOTELHO MG, HEINONEN M, MATINLINNA JP. Resin zirconia bonding promotion with some novel coupling agents. **Dent Mater**. 2012;28(8):863-72.

MANGANO, C.; MANGANO, F.; PIATTELLI, A.; IEZZI, G.; MANGANO, A.; LA COLLA, L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: Results after 4 years of functional loading. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 20, n. 3, p. 254-261, Mar. 2009.

MANGANO, C.; MANGANO, F.; PIATTELLI, A.; IEZZI, G.; MANGANO, A.; LA COLLA, L. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth Morse taper–connection implants: A multicenter study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 25, n. 2, p. 394-400, Mar- Apr. 2010.

MANGANO, C.; MANGANO, F.; SCIBLI, J. A.; TETTAMANT, L.; FIGLIUZZI, M.; d'AVILA, S.; et al. Prospective evaluation of 2,549 Morse Taper connection implants: 1- to 6-year data. **J Periodontol**, Indianapolis, v. 82, n.1, p. 52-61, Jan. 2011.

MARTINLINNA JP, LASSILA LVJ, VALLITTU PK. Experimental novel silane system in adhesion promotion between dental resin and pretreated titanium. **Silicon** 2009;1:249-54

MATINLINNA JP, LASSILA LV. Enhanced resin-composite bonding to zirconia framework after pretreatment with selected silane monomers. **Dent Mater.** 2011;27(3):273-80.

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n. 4, p. 519-526, Jul-Aug. 2000.

MITSIAS, M. E.; SILVA, N. R.; PINES, M.; STAPPERT, C.; THOMPSON, V. P. Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 23, n. 1, p. 56-59, Jan-Feb. 2010.

MOON J, KIM S, LEE J, HA S, CHOI Y. The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. **Dent Mat.** 2011;27:651-63.

NAKAMURA, K.; KANNO, T.; MILLEDING, P.; ORTENGREN, U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 23, n. 4, p. 299–309, Jul-Aug. 2010.

NGUYEN, H. Q.; TAN, K. B.; NICHOLLS, J. I; Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 24, n. 4, p. 636-646, Jul- Aug. 2009.

NOTHDURFT, F. P.; DOPPLER, K. E.; ERDEL, K. J.; KNAUBER, A. W.; POSPIECH, P. R. Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns. **Clin Oral Investig**, Berlin, v. 15, n. 2, p. 157-163, Apr. 2011.

OKUTAN M, HEYDECKE G, BUTZ F, STRUB JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. **J Oral Rehabil.** 2006;33:827-32.

ORMIANER Z, SCHROLI G. Maxillary single-tooth replacement utilizing a novel ceramic restorative system: results to 30 months. **J Oral Implantol** 2006; 32:190-199.

OYAGÜE RC, MONTICELLI F, TOLEDANO M, OSORIO E, FERRARI M, OSORIO R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. **Dent Mater.** 2009a Feb;25(2):172-9.

OYAGÜE RC, MONTICELLI F, TOLEDANO M, OSORIO E, FERRARI M, OSORIO R. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. **Dent Mater.** 2009b Mar;25(3):392-9

ÖZCAN M, NIJHUIS H, VALANDRO LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. **Dent Mater J.** 2008;27(1):99-104.

ÖZCAN M, KERKDIJK S, VALANDRO LF. Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. **Clin Oral Investig.** 2008b Sep;12(3):279-82.

PAPIA E, ZETHRAEUS J, RANSBÄCK PA, WENNERBERG A, VULT VON STEYERN P. Impaction-modified densely sintered yttria-stabilized tetragonal zirconium dioxide: Methodology, surface structure, and bond strength. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater.** 2012.

PARK, S. E.; DA SILVA, J. D.; WEBER, H. P.; ISHIKAWA-NAGAI, S. Optical phenomenon of periimplant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 18, n. 5 p. 569–574, Oct. 2007.

PASSOS, S. P.; MAY, L. G.; BARCA, D. C.; OZCAN, M.; BOTTINO, M.A.; VALANDRO, L. F. Adhesive quality of self-adhesive and conventional adhesive resin cement to Y-TZP ceramic before and after aging conditions. **Oper Dent.** Seattle, v. 35, n. 6, p. 689-696, Nov-Dec. 2010.

PEGORARO, T. A.; da SILVA, N. R.; CARVALHO, R. M. Cements for use in esthetic dentistry. **Dental Clin N Am**, Philadelphia, v. 51, n. 2, p. 453-471, Apr. 2007.

PETERSON IM, WUTTIPHAN S, LAWN BR, CHYUNG K. Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. **Dent Mater** 1998;14(1):80-9.

PINTINHA, M.; CARMARINI, E. T.; SABIO, S.; PEREIRA, J. R. Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments for dental implants. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 110, n. 5, p. 383-388, Nov. 2013.

PITTAYACHAWAN, P.; MCDONALD, A.; PETRIE, A.; KNOWLES, J. C. The biaxial flexural strength and fatigue property of lava y-tzp dental ceramic. **Dent Mater**, Copenhagen, v. 23, n. 8, p. 1018-1029, Aug. 2007.

PIWOWARCZYK, A.; LAUER, H. C.; SORENSEN, J. A. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 92, n. 3, p. 265-273, Sep. 2004.

PRAKKI, A.; CARVALHO, R. M. Cimentos resinosos dual: características e considerações clínicas. **Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**, São José dos Campos, v. 4, n. 1, p. 21-26, Jan- Abr. 2001.

REGALO SCH, SANTOS CM, VITTI M, REGALO CA. Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil. **Arch Oral Biol**. 2008;53:282-6.

ROSENTRITT M, BEHR M, GEBHARD R, HANDEL G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. **Dent Mater**. 2006 Feb;22(2):176-82.

ROSENSTIEL, S. F.; LAND, M. F.; CRISPIN, B. J. Dental luting agents: a review of the current literature. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 80, n. 3, p. 280-301, Sep. 1998.

SAILER, I.; SAILER, T.; STAWARCZYK, B.; JUNG, R. E.; HÄMMERLE, C. H. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 24, n. 5, p. 850-858, Sep-Oct. 2009.

SANZ, M.; NEWMAN, M. G.; NACHNANI, S.; HOLT, R.; STEWARD, R.; FLEMMING, T. Characterization of the subgingival microbial flora around endosteal shapire dental implants in partiall y edentulous patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 5, n. 3, p. 247-253, Feb. 1990.

SARAFIDOU K, STIESCH M, DITTMER MP, JÖRN D, BORCHERS L, KOHORST P. Load-bearing capacity of artificially aged zirconia fixed dental prostheses with heterogeneous abutment supports. **Clin Oral Invest** 2012;16(3):961-8.

SATO H, BAN S, SUEHIRO Y, NAKANISHI H, NAWA M. Biaxial flexure strength and ltd of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and Y-TZP. **J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater**. 2008;87B:492-8.

SCARANO, A.; PIATTELLI, M.; CAPUTI, S.; FAVERO, G. A.; PIATTELLI, A. Bacterial Adhesion on Commercially Pure Titanium and Zirconium Oxide Disks: an In Vivo Human Study. **J Periodontol**, Indianápolis, v. 75, n. 2, p. 292-296. Feb. 2004.

SCHERRER SS, CESAR PF, SWAIN MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. **Dent Mater**. 2010 Feb;26(2):e78-93.

SCHERRER SS, CATTANI-LORENTE M, VITTECOQ E, DE MESTRAL F, GRIGGS JA, WISKOTT HW. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 µm silica-coated alumina particles. **Dent Mater**. 2011 Feb;27(2):e28-42.

SCHMITT, C. M.; NOGUEIRA-FILHO, G.; TENENBAUM, H. C.; LAI, J. Y.; BRITO, C.; DÖRING, H.; et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. **J Biomed Mater Res A**, Hoboken, v. 102, n. 2, p. 552-574, Feb. 2014.

SCHIROLI G. Single- tooth restorations in the esthetic zone with pureform ceramic crowns: 3 case reports. **J Oral implantol** 2004; 30:358-363

SENSI, L. G. Cimentos resinosos. In: Kina, S.; Bruguera, Restaurações estéticas cerâmicas - invisível. 3 ed Maringá: Dental Press, 2007.

SILVA LH, COSTA AKF, QUEIROZ JRC, BOTTINO MA, VALANDRO LF. Ceramic Primer Heat-Treatment Effect on Resin Cement/Y-TZP Bond Strength. **Operative Dentistry**. 2012;37(6):634-40.

SQUIER, R. S.; AGAR, J. R.; DUNCAN, J. P.; TAYLOR, P. T. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 16, n. 6, p. 793-798, Nov- Dec. 2001.

SMITH R; THOMPSON J., STONER B., PIASCIK J. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? **Dent. Mater**. v.27, p.71-82, 2011.

SOARES CJ, PIZI EC, FONSECA RB, MARTINS LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res**. 2005 Jan-Mar;19(1):11-6.

STUDART AR, FILSER F, KOCHER P, GAUCKLER LJ. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. **Biomater**. 2007;28:2695-705.

SUTTER, F.; WEBER, H. P.; SORENSEN, J.; BELSER, U. C. The new restorative concept of the ITI dental implant system. Engineering and design. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Chicago, v. 13, n. 5, p. 409-431, Sep-Oct. 1993.

TAKEUCHI K1, FUJISHIMA A, MANABE A, KURIYAMA S, HOTTA Y, TAMAKI Y, MIYAZAKI. Combination treatment of tribochemical treatment and phosphoric acid ester monomer of zirconia ceramics enhances the bonding durability of resin-based luting cements. **T.Dent Mater J**. 2010 May;29(3):316-23.

TANAKA R, FUJISHIMA A, SHIBATA Y, MANABE A, MIYAZAKI T. Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia. **J Dent Res**. 2008 Jul;87(7):666-70.

TAYLOR, T. D.; BELSER, U. C.; MERICSKE-STERN, R. Prosthodontic considerations. **Clin. Oral Impl. Res**, Oxford, v. 11, Suppl. 1, p. 101-107, Sept. 2000.

TAYLOR, T. D; KLOTZ, M. W; LAWTON, R. A; Titanium tattooing associated with zirconia implant abutments: a clinical report of two cases. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 29, n. 4, p. 958-960. Jul-Aug. 2014.

TOLEDO, F. L.; FREITAS, M. F. A.; OLIVEIRA, R. M.; GUASTALDI, A. C.; FREITAS, C. A. Tensile strength of NiCr crowns cemented upon unsinated titanium alloy abutments with 4 different types of cements. **Innov Implant J**, v. 5, n. 3, p. 13-18, Sept- Dec. 2010.

TRUNINGER, T. C.; STAWARCZYK, B.; LEUTERT, C. R.; SAILER, T. R.; HAMMERLE, C. H.; SAILER, I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 23, n. 1, p. 12-18, Jan. 2012.

VALENTINO, T. A.; BORGES, G. A.; BORGES, L. H.; VISHAL, J.; MARTINS, L. R.; CORRER-SOBRINHO, L. Dual resin cement knoop hardness after different activation modes through dental ceramics. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v. 21, n. 2, p. 104-110, 2010.

VAN LANDUYT, K. L.; SNAUWAERT, J.; DE MUNCK, J.; PEUMANS, M.; YOSHIDA, Y.; POITEVIN, A.; et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. **Biomaterials**, Amsterdã, v. 28, n. 26, p. 3757- 3785, Sep. 2007.

VELAZQUEZ-CAYON, R.; VAQUERO-AGUILAR, C.; TORRES-LAGARES, D.; JIMENEZ-MELENDO, M.; GUTIERREZ-PEREZ, J. L. Mechanical resistance of zirconium implant abutments: A review of the literature. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**, Valencia, v. 17, n. 2, p. 246-250, Mar. 2012.

VERRI, F. R.; PONTON, M. T.; ZIMMER, R. P. M.; SANTIAGO JR, J. F.; ALMEIDA, D. A. F.; VERRI, A. C. G. Contemporary view of the use of Morse Taper internal connection implants. **Rev Odont Araçatuba**, Araçatuba, v. 33, n. 1, p. 49-53, Jan-Jun. 2012.

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**, Lombard, v. 20, n. 1, p. 108-114, Jan-Feb. 2005.

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**, Lombard, v. 21, n. 4, p. 575-580, Jul-Aug. 2006.

WAHL, C.; FRANÇA, F. M. G.; BRITO JR, R. B., BASTING, R. T.; SMANIO, H. Assessment of the tensile strength of hexagonal abutments using different cementing agents. **Braz Oral Res**, São Paulo, v. 22, n. 4, p. 299-304, Oct- Dec. 2008.

WELANDER, M.; ABRAHAMSSON, I.; BERGLUNDH T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 19, n. 7, p. 635–641, Jul. 2008.

WEINER, R. S. Dental cements: a review and update. **Gen Dent**, Chicago, v. 55, n. 4, p. 357-364; Jul-Aug. 2007.

YANG B, BARLOI A, KERN M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. **Dent Mater**. 2010 Jan;26(1):44-50.

YILDIRIM, M.; FISCHER, H.; MARX, R.; EDELHOFF, D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. **J Prosthetic Dent** St. Louis, v. 90, n. 4, p. 325-331, Oct. 2003.

YUN JY1, HA SR, LEE JB, KIM SH. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic **Dent Mater**. 2010 Jul;26(7):650-8. doi: 10.1016/j.dental.2010.03.008. Epub 2010 Apr 27

ZHANG Y, LAWN BR, REKOW ED, THOMPSON VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. **J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater**. 2004;71B: 381-6.

ZIDAN, O.; FERGUSON, G. C. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. **J Prosthetic Dent**, St. Louis, v. 89, n. 6, p. 565-571, Jun. 2003.