

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Luciano Rosa

**Influência da abertura oclusal na resistência à
fratura de restaurações cerâmicas implanto-
suportadas**

Passo Fundo

2014

Luciano Rosa

**Influência da abertura oclusal na
resistência à fratura de restaurações
cerâmicas implanto-suportadas.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação do prof. Dr. Alvaro Della Bona e coorientação da prof. Dra. Márcia Borba.

Passo Fundo

2014

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora (frente) e
Ficha catalográfica (verso)

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ata de aprovação fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

BIOGRAFIA DO AUTOR

Luciano Rosa, nascido em Giruá aos 26 dias do mês de dezembro de 1978, formado em Odontologia pela Universidade de Passo Fundo, Passo fundo - RS em 22 de dezembro de 2002; Especialista em Odontogeriatría pela SOBRACURSOS – Porto Alegre – RS no ano de 2004; Especialista em Implantodontia – ODONTOCENTER/UNICSUL – Passo Fundo – RS, no ano de 2008; Desempenha atividades profissionais no atendimento em consultório privado na cidade de Passo Fundo e docente nos cursos de especialização em Implantodontia e Prótese Dentária no Centro de Pós Graduação Odontocenter - UNICSUL – Passo Fundo – RS;

Atualmente dedica-se à clínica privada e docência no curso de especialização em implantodontia e prótese dentária

AGRADECIMENTOS

A Deus por ter me permitido participar desse programa, acreditar e concluir esse trabalho.

A Fernando Mallmann. Xiru, quero que fique registrado o meu reconhecimento do quanto foste fundamental na viabilização de nosso trabalho. Meu muito obrigado pela parceria e por tudo o quanto você fez, que não foi pouco, para nós chegarmos até aqui.

Ao meu orientador Álvaro Della Bona e minha co-orientadora Márcia Borba por todo suporte acadêmico durante o curso e que ao findar, juntos, construímos e redigimos essa obra.

Aos ilustres parceiros comerciais que nos apoiaram de forma incondicional e sem custos algum. Conexão - Sistema de Próteses, na pessoa do Sr. João Vaino, que nos forneceu todos os implantes, criação e disponibilização do protótipo do pilar de teste e parafusos de fixação das próteses; Tecnodril – Engenharia de Soluções na pessoa do Sr. Gustavo Freitas, que construiu e nos cedeu todas as infraestruturas para nossos corpos de prova; ao Laboratório de Prótese Dentária Pospich, nas pessoas de Círiaco e Maria Pospich, verdadeiros artistas que através de sua arte deram forma aos nossos corpos de prova, desde a metalurgia até a aplicação da porcelana, sem medir esforços, rompendo noites e nos confiando todo o seu trabalho artesanal para nossos testes.

Aos amigos e mestres Nereu Dartora e Leandro Cericato, referências profissionais, pelas oportunidades que me confiam.

À minha equipe permanente de trabalho, minhas colegas e amigas Anelise Borges Piva e Paola Genro Ojopi, por sempre estarem ao meu lado e que nunca mediram esforços para que eu pudesse desempenhar minhas atividades acadêmicas sabendo que meus pacientes teriam um excelente suporte. Às minhas secretárias Carine, Denise e Carmen por fazerem mágica com a minha agenda sempre que precisei.

À minha família que sempre me acompanhou, motivou e permitiu que me dedicasse o tempo necessário para a construção dessa obra. Meu muito obrigado: Márcia, Luma e Luca, Pai e Mãe, Ricardo, Vine e Ju.

E por fim, à Universidade de Passo Fundo, por mais uma vez me receber de portas abertas para que eu desse sequência em meus estudos acadêmicos, e dessa vez, contribuir percentualmente para que minhas despesas fossem menor através do auxílio da bolsa de estudos. E a todos meus pacientes e alunos, são vocês que me fazem acreditar que vale a pena seguir estudando sempre e repassar meus conhecimentos, práticos e teóricos, nas atividades que me orgulha em exercer: a clínica odontológica e a docência.

SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR	4
AGRADECIMENTOS	5
SUMÁRIO	7
LISTA DE TABELAS	9
LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE ABREVIATURAS	14
1. INTRODUÇÃO	18
2. REVISÃO DE LITERATURA	20
3. PROPOSIÇÃO	41
4. MATERIAIS E MÉTODOS	42
4.1 Confecção das bases para os implantes	43
4.2 Confecção das Coroas	48
4.2.1. Com infraestrutura (IE) em Y-TZP (YZ)	48
4.2.2. Com infraestrutura (IE) em metal (metalocerâmica - MC)	56
4.3 Fixação das coroas sobre os pilares dos implantes	61
4.4. Testes laboratoriais	63

4.5. Análise Fractográfica	64
4.6 Análise Estatística	65
5. RESULTADOS	66
6. DISCUSSÃO.....	77
7. CONCLUSÕES.....	81
REFERÊNCIAS.....	82
APÊNDICES.....	92
ARTIGO SUBMETIDO	94

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Temperaturas de queima para porcelana VM9 sobre zircônia.	56
Tabela 2. Características do revestimento Bellavest® SH.....	58
Tabela 3. Características da liga Wironia® light.....	59
Tabela 4. Tabela de queima da porcelana VM13 Vita®.....	61
Tabela 5.1. Valores médios (desvio-padrão) (em N) da carga máxima de fratura para os fatores material de infraestrutura.	66
Tabela 5.2. Valores de média (desvio-padrão) (em N) para os fatores tipo de fixação (C ou S).	66
Tabela 5.3. Valores de média (desvio-padrão) para a interação entre os tipos de fixação e infraestrutura.	67

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Desenho esquemático da superfície de fratura. Pode-se observar as três regiões características que envolvem a origem de fratura: mirror, mist e hackle (desenho reproduzido com permissão de Della Bona, 2009).	38
Figura 2. Desenho esquemático do experimento.	42
Figura 3. O compósito G10 é comercializado na forma de bastões de diferentes diâmetros.	43
Figura 4. Base em G10 de 1 polegada (25,4 mm) de diâmetro e 20 mm de altura.	44
Figura 5. Estação de G10 com a perfuração de 4,3 mm de diâmetro e 12,5 mm de profundidade.	44
Figura 6. Implante instalado na perfuração do G10.	45
Figura 7. Resina epóxi (catalisador e base).	45
Figura 8. Projeto gráfico do pilar personalizado desenvolvido pela Conexão.	46
Figura 9. Pilar personalizado evidenciando a rosca por oclusal.	47
Figura 10. Pilar personalizado, evidenciando altura de cinta de 1,5 mm.	47

Figura 11. Estação com pilar instalado no implante.	48
Figura 12. Escaner DS-6000 (Optimet, Tecnodrill).....	49
Figura 13. Desenho esquemático mostrando as espessuras nas IEs das coroas parafusada e cimentada.	50
Figura 14. Discos de zircônia não sinterizada.....	51
Figura 15. Fresadora DM5 (Tecnodrill®).....	52
Figura 16. Curva de sinterização da zircônia.	53
Figura 17. Forno de sinterização da zircônia (Fortelab, Modelo ME1600/1).....	53
Figura 18. Porcelana finalizada após 2º queima.	54
Figura 19. Propriedades físicas da porcelana Vita VM 9 (Fonte: Vita). 55	
Figura 20. Indicação das espessuras da porcelana.	55
Figura 21. Discos de cera para fresagem dos padrões de IE para as coroas MC. 57	
Figura 22. Coroa com IE em metal e cobertura com porcelana VM13.. 60	
Figura 23. Cimento RelyX U200 (3M Espe).	62
Figura 24. Aplicação do cimento resinoso nas coroas.	62
Figura 25. Parafuso de fixação oclusal para pilares Speed customizado, no qual foi aplicado torque de 10 N/cm ²	63
Figura 26. Pistão aplicando carga compressiva no centro da coroa.	64
Figura 27. Relação positiva do número de fragmentos com o aumento da carga máxima de fratura (em N).	68

Figura 28. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento cervical com comprometimento da IE. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e os fragmentos (6,5x).	68
Figura 30. A- Imagem da coroa testada até a fratura catastrófica. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e os fragmentos (6,5x).....	69
Figura 31. Relação positiva do número de fragmentos com o aumento da carga máxima de fratura (em N).	70
Figura 32. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento cervical. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e o fragmento (6,5x).	71
Figura 33. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento oclusal. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a região da fratura com exposição da IE metálica (20x).	71
Figura 34. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu delaminação da porcelana. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando o fragmento com a camada de opaco totalmente aderida a porcelana (10x).	72
Figura 35. Relação do número de fragmentos com o aumento da carga máxima de fratura (em N).	73
Figura 36. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento da porcelana com exposição da IE metálica. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e os fragmentos (6,5x).	73

Figura 37. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento da porcelana com exposição da IE metálica. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a região da fratura (12,5x).....	74
Figura 38. Relação inexistente do número de fragmentos com o aumento da carga máxima de fratura (em N).	75
Figura 39. A- Imagem da coroa testada até a fratura catastrófica. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e os fragmentos (6,5x).	75
Figura 40. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento oclusal sem comprometimento da IE. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a região da fratura e os fragmentos (6,5x).	76
Figura 41. Gráfico mostrando os valores de carga de fratura (em N) registrados pelas coroas de acordo com o tipo de fixação (1 = Coroas Parafusadas e 2 = Coroas Cimentadas).	78
Figura 42. No gráfico as colunas azuis indicam as cargas de fratura (em N) das coroas com IE em YZ e as colunas vermelhas indicam os valores para as coroas com IE em M.	79

LISTA DE ABREVIATURAS

3Y-TZP: Zircônia tetragonal policristalina estabilizada por 3 mol% de ítria

C: cúbico

CAD/CAM: *Computer aided design/Computer-aided manufacturing*

CaO: Óxido de cálcio (cálcia)

CDA: *California Dental Association*

CeO: Óxido de cério (céria)

CET: Coeficiente de expansão térmica

CP: Corpo de prova

GPa: Gigapascal

HF: Ácido hidrófluorídrico

hPa: Hectopascal

IE: Infraestrutura

K: Graus Kelvin

Kg: Quilograma

M: Monoclínica

MC: Metalocerâmica

MEV: Microscópio eletrônico de varredura

MgO: Óxido de magnésio (magnésia)

mm: Milímetros

mm²: Milímetros quadrado

N: Newton

N/cm²: Newtons por centímetro quadrado

°C: Graus Célcius

PPFs: Próteses parciais fixas

T: Tetragonal

TOC: *Total occlusal convergence* (convergência oclusal total)

TZP: Zircônia tetragonal policristalina

Y-TZP: Zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria

Y₂O₃: Óxido de ítrio (ítria)

YZ: Zircônia estabilizada por ítrio

Influência da abertura oclusal na resistência à fratura de restaurações cerâmicas implanto-suportadas.¹

Esse estudo tem por objetivo avaliar a influência da abertura oclusal na resistência a fratura de coroas implanto-suportadas, com IE de zircônia (YZ) ou metálica (MC) e fixadas por parafuso ou por cimentação. As IE foram cobertas com porcelana. Quatro grupos experimentais (n=12) foram avaliados: YZc e MCc- Coroas YZ e MC cimentadas; YZs e MCs- Coroas YZ e MC parafusadas. Todas as coroas foram testadas sob carga de compressão até a fratura em água destilada a 37°C. As amostras fraturadas foram analisadas para determinar a origem da falha. Os valores de carga máxima de fratura foram avaliados usando análise de variância (ANOVA) de dois fatores e Tuckey ($\alpha=0,05$). O tipo de fixação das coroas (cimentação ou aparafusamento) influenciou na resistência de fratura das mesmas, sendo que os grupos YZc e MCc apresentaram valores médios superiores aos grupos parafusados. O material de IE (Y-TZP ou metálica) não influenciou na resistência das coroas. Conclui-se que a abertura oclusal influencia negativamente na carga máxima de fratura de coroas implanto-suportadas, independentemente do tipo de IE, confirmando a hipótese experimental.

Palavras-chave: Prótese Dental, Implanto Suportadas, metalocerâmica, zircônia, fractografia

¹ Luciano Rosa

Influence of occlusal opening in the fracture resistance of implant-supported ceramic restorations ²

This study aims to evaluate the influence of occlusal opening in the fracture resistance of implant-supported crowns with zirconia (YZ) and metal (MC) infrastructure (IE), screw-retained or cemented. The IEs were porcelain veneered. Four experimental groups (n = 12) were evaluated: YZc and MCc - cemented YZ and MC crowns; and YZs and MCs - screw-retained YZ and MC crowns. All crowns were tested under compressive load to failure in 37°C distilled water. Fractured surfaces were examined to determine the crack origin. The maximal fracture loads were evaluated using two-way analysis of variance (ANOVA) and Tuckey ($\alpha = 0.05$). The type of crown fixation (cementation or screw-retained) influenced the fracture resistance. MCc and YZc groups had greater mean values than the screw-retained groups. The material IE (Y-TZP or metal) did not influence the resistance of the crowns. In conclusion, the occlusal opening showed a negative influence on the maximum fracture load of crowns, irrespective to the IE material type, confirming the study hypothesis.

Key words: Dental Prosthesis, Implant-Supported, porcelain fused to metal, zirconia, fractography

1. INTRODUÇÃO

O uso da cerâmica a base de zircônia policristalina tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) como material de infraestrutura para próteses fixas totalmente cerâmicas foi impulsionado pela introdução da tecnologia CAD-CAM (*computer aided design - computer aided machining*) na Odontologia. Essa cerâmica apresenta um comportamento mecânico superior ao observado pelas demais cerâmicas odontológicas, sendo atualmente o material de escolha para a confecção de restaurações submetidas à alta concentração de tensões (Bello *et al.*, 2013).

Nesse contexto, o uso dessa cerâmica em restaurações protéticas sobre implantes dentais osseointegrados tornou-se uma prática frequente nos consultórios odontológicos.

Contudo, a abertura oclusal de restaurações parafusadas sobre implantes é necessária para o acesso do parafuso de fixação. Tal descontinuidade oclusal da cerâmica pode ser a origem de lascamentos da porcelana e fraturas catastróficas (Karl *et al.*, 2007; Karl *et al.*, 2008; Oliveira, 2010).

A proposta desse estudo foi avaliar se o acesso (abertura) oclusal utilizado para o parafuso em coroas unitárias pode causar uma redução na resistência à fratura dessas restaurações.

Para dar uma resposta a esta questão, o exercício da ciência através de testes *in vitro* foram realizados, seguindo os padrões e normativas a seguir discriminados.

A escassez de informações científicas sobre o assunto, em especial utilizando coroas unitárias parafusadas totalmente cerâmicas sobre implantes, foi o que motivou a investigar e desenvolver esse trabalho.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Os implantes dentários são uma modalidade efetiva de tratamento reabilitador devido ao sucesso clínico e biológico da osseointegração (Ribeiro *et al.*, 2008). A osseointegração pode ser definida como conexão direta, estrutural e funcional, entre o osso vital organizado e a superfície de um implante de titânio, capaz de receber carga funcional (Brånemark, 1983). Os implantes, diferentemente dos dentes naturais, não apresentam ligamento periodontal e assim, qualquer tensão gerada é transmitida diretamente para o tecido ósseo. Existe uma forte relação entre uma adequada distribuição de forças, os componentes dos implantes e a adaptação na interface proporcionada pela estrutura da prótese (Ribeiro, 2008).

O tratamento restaurador para a perda de um único dente tornou-se frequente e importante na odontologia moderna. Opções terapêuticas para substituir um único dente perdido incluem: próteses parciais fixas convencionais e próteses parciais adesivas, totalmente cerâmicas ou com infraestrutura (IE) a base de ligas não preciosas, como a de cromo-cobalto; e coroas unitárias sobre implantes (Schwarz *et al.*, 2012).

O sistema metalocerâmico é considerado o padrão ouro para coroas unitárias, tanto sobre dentes quanto sobre implantes. Historicamente, os componentes dos implantes foram confeccionados em metal. Para suprir a exigência estética dos dentistas e pacientes, foram desenvolvidos componentes pré-fabricados ou customizados

em diferentes materiais. O uso de pilares de titânio previne a ocorrência de reações galvânicas e corrosivas na interface implante/pilar, aumentando a saúde dos tecidos moles peri-implantares e recomendando alta biocompatibilidade. Contudo, a oxidação excessiva do titânio na temperatura de fusão da cerâmica e a baixa adesão dos óxidos a superfície deste material podem causar problema no sistema titânio/cerâmica (Gomes e Montero, 2011).

Pilares metálicos resolvem parcialmente os fatores estéticos, funcionais e higiênicos, questões fundamentais para o sucesso de restaurações sobre implantes (Prestipino e Ingber, 1996). A transparência do tecido gengival de pouca espessura na região cervico-vestibular de restaurações sobre implantes pode resultar em aparência desagradável de cor acinzentada (Yildirim *et al.*, 2000). Nesse sentido, os pilares cerâmicos foram desenvolvidos para suprir as limitações estéticas dos pilares metálicos convencionais. Esse aumento da demanda estética também induziu à fabricação de restaurações livres de metal e a ampla utilização de materiais cerâmicos (Gomes e Montero, 2011; Augstin-Panadero *et al.*, 2012).

A alta estabilidade química, a alta resistência à compressão, a estética excelente e durável, além da biocompatibilidade com os mais baixos índices de aderência de placa bacteriana, são algumas das características incomparáveis das cerâmicas usadas na odontologia. Além disso, as cerâmicas apresentam valores de condutibilidade térmica e coeficiente de expansão térmica próximos aos da estrutura do dente (Della Bona, 2009). Não obstante, as cerâmicas podem apresentar as seguintes desvantagens: fragilidade ou propensão a fratura catastrófica, lascamento, perda de retenção, dificuldade em

promover ajuste marginal adequado, micro infiltração (cáries secundárias) e desgaste abrasivo do dente natural antagonista. Para minimizar esses problemas, sugere-se: uma boa seleção do caso, com preparo dentário, seleção do material e *design* restaurador adequados, além de técnica de cimentação adesiva e equilíbrio oclusal apropriados e atenta preservação do paciente (Della Bona e Kelly 2008).

Nas cerâmicas a base de zircônia, a complicação mais freqüente é a fratura da porcelana de cobertura, chegando a índices de 6 a 15% em um período de 3 a 5 anos pós instalação. Estes são valores elevados quando comparados aos 4% dessa ocorrência em restaurações metalo-cerâmicas convencionais após 10 anos de acompanhamento clínico (Walton, 2003). As restaurações cerâmicas com infra-estrutura em zircônia apresentam maior incidência de fraturas (lascamentos da porcelana de cobertura) e com valores de carga de fratura menores do que as metalo-cerâmicas. Porém, a força necessária para provocar a fratura das restaurações foi maior do que a força indicada pela ISO 6872 (Roediger *et al.*, 2010, Panadero *et al.*, 2012).

A rigidez que caracteriza as zircônias faz com que maiores tensões sejam concentradas na porcelana aumentando a potencial delaminação. As principais causas do lascamento ou delaminação são: incompatibilidade entre os coeficientes de expansão térmica (CET) da zircônia e porcelana, a inadequada molhabilidade da zircônia e a velocidade de resfriamento da restauração (Att, *et al.*, 2007, Benetti *et al.*, 2013, Benetti *et al.*, 2014).

Inicialmente, devido as propriedades físicas e mecânicas da zircônia, foi sugerido que esse material passasse a ser usado como pilar para implantes. O primeiro pilar cerâmico foi o CerAdapt™ (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden), cuja estrutura a base de alumina era desenhada para adaptar ao hexágono externo do implante tipo Brånemark (Andersson *et al.*, 1999). Após dois anos, o padrão de sobrevivência do pilar CerAdapt™ foi de 97,1% para os implantes, e 97,2% para as restaurações sobre os implantes (94,7% para os pilares cerâmicos e 100% para os pilares em titânio). Em todos os casos, os tecidos peri-implantares estavam estáveis, porém havia uma maior perda de tecido ósseo marginal ao implante nos pilares em titânio (0,4 mm) quando comparados aos cerâmicos (0,2 mm). Estes resultados encorajavam o uso de pilares cerâmicos (Andersson *et al.*, 1999). Após 5 anos, o padrão cumulativo de sucesso continuou sendo 97,2% (94,7% para pilares cerâmicos e 100% para pilares de titânio) (Andersson *et al.*, 2003). Outro estudo avaliou a resistência a fratura de pilares de alumina e zircônia restaurados com coroas cerâmicas (IPS Empress). Embora ambos os pilares resistam a valores estabelecidos na literatura como a máxima carga na oclusão incisal (90-370 N), os resultados para o pilar de zircônia foram duas vezes mais resistentes do que os pilares de alumina (Yilridim *et al.*, 2003).

A seleção da opção protética é baseada na análise de vários fatores relacionados ao desempenho clínico das próteses e às expectativas do paciente, tais como: reversibilidade; passividade; retenção; oclusão; estética e custo financeiro. Esses princípios devem ser levados em consideração quando da escolha do tipo de retenção da prótese: parafusada ou cimentada.

A retenção de uma prótese implanto-suportada é um fator importante que irá influenciar na longevidade do trabalho reabilitador. O sistema de retenção da prótese deve ser projetado antes da cirurgia, uma vez que é necessário considerar os princípios biomecânicos e estar atento para que isso não venha a causar problema para a estética (Mish, 1996).

A retenção protética depende de vários fatores tais como: área da superfície e angulações do preparo, altura do pilar, rugosidade superficial do pilar e da parte interna da coroa, imbricamento mecânica e características do cimento.

O princípio da reversibilidade possibilita a remoção e re inserção da restauração sem prejudica-la e é considerado, por muitos autores, como uma das vantagens das próteses parafusadas quando comparadas com as próteses cimentadas (Brånemark *et al.*, 1995; Michalakis *et al.*, 2003; Zarone *et al.*, 2007). A remoção da prótese ocorre pela necessidade de cuidar de problemas que evoluíram devido aos parafusos de fixação (Misch, 1996). Assim, a vantagem da reversibilidade decorrente do emprego de parafusos é particularmente importante em próteses sobre implantes de hexágono interno e externo, que apresentam maior susceptibilidade de soltura de parafuso, quando comparada a implantes com conexão do tipo morse. Outras vantagens da prótese parafusada, relacionadas à retenção, é o fato desse tipo de prótese poder passar por reparos e modificação da estrutura e possuir a facilidade de ser substituída (Yildirim, 2000).

Por outro lado, suas desvantagens são o prejuízo estético pela exposição do orifício do parafuso, descontinuidade anatômica, o

que limita o ajuste oclusal, e a maior dificuldade de obtenção de passividade em próteses múltiplas. Outro grande problema relatado é a diminuição da resistência do material restaurador pela descontinuidade oclusal (Mish, 2000; Torrado *et al.*, 2004; Karl, 2007; Karl, 2008; Oliveira, 2010).

Importante mencionar que a reversibilidade deixou de ser uma vantagem exclusiva das próteses parafusadas. A utilização de cimentos provisórios para a fixação das próteses cimentadas facilita a sua remoção. Entretanto, os cimentos temporários são mais propensos a dissolução, ocasionando maior retenção de restos alimentares, placa bacteriana e cálculo em determinadas regiões ao redor dos implantes, aumentando o risco de ocorrência de periimplantite (Ribeiro *et al.*, 2008).

Nas próteses cimentadas, por não precisar de fixação por parafuso, não há transmissão direta de forças para o complexo prótese-implante-osso (Taylor *et al.*, 2000). Além disso, a camada de cimento pode também absorver forças, transmitindo-as uniformemente para o complexo prótese-implante-osso (Zarone *et al.*, 2007). As próteses cimentadas possuem uma peça intermediária parafusada no implante e a coroa cimentada sobre ela, formando um conjunto coroa-intermediário. Como vantagens, destacam-se a estética pela ausência do orifício de acesso ao parafuso, melhor possibilidade de ajuste oclusal, e continuidade do material restaurador, possibilitando maior resistência a fratura do material de revestimento estético (Mish, 2000; Karl, 2007; Hebel e Gajjar, 1997; Karl, 2008; Oliveira, 2010).

Os cimentos utilizados para fixar as próteses cimentadas podem ser definitivos ou provisórios. Os cimentos definitivos são usados para aumentar a retenção e proporcionar bom selamento marginal da restauração. Já os cimentos provisórios têm a função de possibilitar que a restauração seja removida durante o tratamento (Michalakis *et al.*, 2003).

A distribuição de cargas e a oclusão são influenciadas pelo tipo de retenção da prótese sobre implante. A redução na concentração de cargas sobre o osso da crista é possível quando fazemos uso de uma coroa cimentada sobre o pilar do implante, pois, além da coroa, o corpo do implante também poderá receber carga axial. Ao contrário de uma prótese parafusada, em que a carga oclusal deverá ser aplicada sobre o parafuso. Com relação a oclusão, é imprescindível lembrar que uma mesa oclusal íntegra (prótese cimentada) permite estabelecer muitos contatos oclusais em articulador, reduzindo o trabalho de ajuste na boca do paciente (Misch, 1996). Também é indispensável lembrar que as próteses cimentadas na região anterior superior apresentam superfície palatina plana e sem sobrecontornos. Tal anatomia possibilita que os movimentos excursivos da mandíbula sejam realizados sem interferência (Ribeiro *et al.*, 2008). É possível estabelecer contatos oclusais ideais para que as próteses cimentadas permaneçam estáveis por longo período de tempo (Michalakis *et al.*, 2003).

Ao contrário, a prótese parafusada necessita de uma abertura na mesa oclusal ou superfície palatina para permitir acesso ao parafuso de retenção da prótese. Nesse sentido, o diâmetro mínimo

do conduto de acesso ao parafuso de retenção deve ser de 3,0 mm (Hebel e Gajjar, 1997). Quando esse diâmetro for comparado ao diâmetro total da mesa oclusal do segundo pré-molar inferior, que é 5,5 mm, este orifício ocupa por volta de 55% de toda a superfície oclusal. Desta maneira, é possível que a maior parte dos contatos oclusais ocorram no local do orifício e, conseqüentemente, sobre o material restaurador utilizado para o fechamento do mesmo, que comumente é uma resina composta.

O fator estético pode influenciar na seleção do tipo de prótese. As próteses cimentadas possibilitam melhor estética do que as parafusadas (Misch, 1996; Hebel e Gajjar, 1997; Michalakis *et al.*, 2003). A coroa cimentada torna fácil a confecção da forma e de uma superfície mastigatória funcional e estética. A integridade das superfícies oclusal, incisal, vestibular e palatina é, sem dúvida, a maior vantagem das próteses cimentadas. Em tratamentos cujos implantes foram colocados vestibularizados, pode ser realizada a correção da angulação, sendo possível à prótese apresentar, até mesmo, emergência subgengival. Para próteses parafusadas a angulação pode ser corrigida por meio de pilares angulados, entretanto, isso poderá interferir negativamente com a estética na região cervical (Misch, 1996; Hebel e Gajjar, 1997; Michalakis *et al.*, 2003).

Por fim, o custo também interfere na seleção entre os dois tipos de retenção protética sobre implantes. As próteses parafusadas são mais onerosas do que as próteses cimentadas. As próteses fixadas por parafusos utilizam componentes especiais, pré-fabricados. Além disso, para a confecção destas próteses é necessária a realização de

procedimentos laboratoriais mais complexos. Tais fatores elevam o custo destas. A confecção de próteses cimentadas segue os princípios da prótese parcial fixa convencional. Dessa forma, não há necessidade de treinamento especial dos técnicos de laboratório e, também, não são cobrados honorários extras. Além do mais, neste tipo de prótese não é necessária a utilização de todos os componentes pré-fabricados parafusadas (Hebel e Gajjar, 1997; Michalakis *et al.*, 2003).

No que se refere aos materiais restauradores, a demanda por excelência estética e ótima funcionalidade tem induzido a odontologia ao uso de novos materiais cerâmicos (Augstin *et al.*, 2012). Nesse interim, as cerâmicas policristalinas, como a zircônia tetragonal estabilizada com ítria (Y-TZP), podem ser utilizadas como componentes para implantes dentários, como infraestrutura para coroas unitárias e próteses parciais fixas totalmente cerâmicas na região anterior e posterior (Della Bona, 2009).

O uso da Y-TZP como material de infraestrutura para próteses fixas totalmente cerâmicas foi impulsionado pela introdução da tecnologia CAD-CAM (*computer aided design - computer aided machining*) na Odontologia. Essa cerâmica apresenta um comportamento mecânico superior ao observado pelas demais cerâmicas odontológicas, sendo atualmente o material de escolha para a confecção de restaurações submetidas à alta concentração de tensões. Além das diferenças estruturais, a Y-TZP apresenta algumas características adesivas e mecânicas diferentes dos vidros amorfos e das cerâmicas parcialmente cristalinas (Della Bona, 2009; Kelly e Benetti, 2011).

A TZP é o tipo de cerâmica à base de zircônia mais utilizado para aplicação odontológica e é, predominantemente, constituída com organização atômica tetragonal, embora possa conter pequenas quantidades de estrutura cúbica secundária, e é, geralmente, estabilizada com óxido de ítrio (3-6% em peso), dando origem à Y-TZP (zircônia tetragonal estabilizada com ítria) (Chevalier e Gremillard, 2009).

O comportamento mecânico dos materiais à base de zircônia está associado com um aumento de tenacidade por transformação cristalográfica (*transformation toughening*). A zircônia pode assumir três formas cristalográficas dependendo da temperatura. A estrutura é monoclinica desde a temperatura ambiente até 1170°C, tetragonal entre 1170°C e 2370°C e cúbica acima de 2370°C até o ponto de fusão (Chevalier e Gremillard, 2009; Della Bona, 2009).

Com o objetivo de estabilizar a fase tetragonal à temperatura ambiente são adicionados óxidos a zircônia pura, como os óxidos de cálcio (CaO), de magnésio (MgO), de ítrio (Y₂O₃) ou de cério (CeO₂). Quando este material estabilizado é submetido a tensões (ex: mastigação, desgaste e polimento), ocorre uma transformação da fase cristalina tetragonal para monoclinica. Como a forma monoclinica ocupa um volume de 3 a 5% maior do que a tetragonal, o resultado final é a geração de tensões de compressão e nucleação de microtrincas (*microcrack toughening*) ao redor do defeito, impedindo que a trinca se propague e leve à fratura do material. Esse mecanismo é o principal responsável pelo fato da Y-TZP ser a cerâmica odontológica que apresenta as melhores propriedades mecânicas, resultando em

alto desempenho e longevidade clínica (Kelly e Denry, 2008; Della Bona, 2009).

A Y-TZP, possui resistência a flexão de 900-1400 MPa, resistência a ruptura superior a 10 MPa e módulo de elasticidade de 210 GPa (Att, 2007).

A fabricação de restaurações em Y-TZP pode ocorrer seguindo basicamente duas técnicas:

- Fresagem de blocos não sinterizados, também chamada de zircônia verde, que tem um volume em torno de 20% superior ao produto final e é de fácil desgaste;

- Fresagem de blocos sinterizados, que não apresentam contração posterior, mas tem um grau de dureza muito maior, dificultando a fresagem e induzindo a propagação de trincas e modificação de fase.

Estudos que avaliaram a longevidade da Y-TZP têm demonstrado resultados clínicos interessantes. Com relação à extensão da prótese, coroas unitárias apresentam resultados clínicos mais satisfatórios do que PPFs. Um estudo que acompanhou 18 PPFs e 50 coroas unitárias com infraestrutura de Y-TZP por um período de 3 anos observou 8 falhas de caráter técnico ou biológico, sendo que todas ocorreram nas PPFs (Bauer *et al.*, 2010).

Embora não existam muitos resultados disponíveis com coroas unitárias, estudos demonstram longevidade significativa de estruturas de Y-TZP. Coroas com infraestrutura em zircônia em dentes anteriores severamente destruídos foram avaliadas por 3 anos e mostraram um índice de sobrevida de 100% (Schmitt *et al.*, 2010). Outro estudo avaliou 102 coroas em dentes anteriores e posteriores

com um período médio de avaliação de 20,9 meses e não foi reportado qualquer fratura da infraestrutura (Poggio *et al.*, 2012). Se considerado o comportamento mecânico em longo prazo reportado na literatura, as restaurações metalocerâmicas convencionais seriam mais indicadas no tratamento de pacientes com maloclusão ou hábitos parafuncionais, ou ainda nos casos em que não há uma exigência estética primordial (Augstin-Panadero *et al.*, 2012).

Para avaliar a resistência dos materiais cerâmicos *in vitro*, testes de compressão podem ser realizados. Esse tipo de teste é relatado como sendo o método mais adequado para avaliar a resistência a fratura de coroas ou PPFs (Blatz *et al.*, 2010). Embora, os testes de compressão não reproduzam tão fielmente as condições do meio oral quanto os testes de ciclagem, os resultados geram informações válidas que podem ser consideradas, com cautela, para a prática clínica (Augstin-Panadero *et al.*, 2012). Apesar das desvantagens dos testes *in vitro*, o teste de compressão é importante para avaliar propriedades mecânicas isoladas sobre condições padronizadas limites (Blatz *et al.*, 2010). Nos testes de avaliação de resistência a fratura da superfície cerâmica, é muito importante a padronização do desenho morfológico das coroas (Bindl *et al.*, 2006; Zahran *et al.*, 2008).

A anatomia da IE é um fator importante na confecção das coroas de Zircônia. Áreas com diferentes espessuras de porcelana podem reduzir a resistência da restauração e trazer um indesejado, mas frequente, lascamento da porcelana (Kim *et al.*, 2007; Mori, 2010). Um estudo que avaliou a interface zircônia-porcelana em coroas sujeitas a carregamento estático até atingir o ponto de fratura

da superfície de porcelana e posteriormente levadas ao microscópio eletrônico de varredura para análise fractográfica mostrou não haver nenhuma evidencia científica da existência de união química entre a zircônia e a porcelana. Os dois materiais aparecem unidos como resultante do imbricamento mecânico e através da formação de tensão compressiva resultante da contração térmica durante o resfriamento após a sinterização (Fischer *et al.*, 2008; Ban *et al.*, 2008). Dessa forma, assumimos que coroas totalmente cerâmicas apresentam comportamentos diferentes em resposta a carregamentos estáticos dependendo do tipo do material da IE.

Corazza *et al.* (2013) avaliaram a influência da angulação do preparo axial dos pilares ou TOC (*total occlusal convergence*) de restaurações com IE a base de Y-TZP e recobertas com porcelana VM9 (Vita). Pilares com TOC de 20° e IE modificada para aumentar a espessura da zircônia de 0,5 para 0,7 mm mostrou o melhor resultado de resistência a fratura após ciclagem mecânica simulando um ano de uso clínico, sendo estatisticamente superior aos resultados obtidos nos pilares com TOC de 6° e 12°. A ciclagem mecânica não teve efeito significativo sobre a carga de fratura. Houve uma predominância de falha catastrófica originada na superfície oclusal interna. Os autores salientaram que as restaurações apresentaram resistência a compressão superior as cargas fisiológicas.

Comparadas as restaurações com IE metálicas, as restaurações com IE de zircônia fraturam sob valores menores de cargas estáticas e as fraturas ocorrem mais frequentemente no interior da porcelana. Porcelanas sobre IE metálicas resistem a cargas estáticas maiores e a fratura ocorre na interface metal/porcelana

(Augstin-Panadero *et al.*, 2012). Benetti *et al.* (2014), avaliaram as tensões transitórias e residuais na porcelana de coroas com IE em zircônia e em metal, considerando a taxa de resfriamento e espessura da porcelana. Os autores concluíram que as tensões observadas na porcelana durante o resfriamento rápido pode explicar as fraturas clinicas envolvendo defeitos internos. Relatam que ondas de estresse também podem dar origem a microfissuras internas que podem se propagar quando em serviço. Portanto, o resfriamento lento, especialmente para coroas de cerâmica pura com porcelana espessa, é importante para evitar estresses por gradientes de temperatura.

Um estudo mostrou que a taxa de sobrevivência de coroas de cerâmica pura (91,2%) foi significativamente inferior à das coroas com IE metálica (95,4%) (Jung *et al.*, 2008). Os resultados foram confirmados por outra revisão de literatura que reportou uma sobrevida de 94,5% para as restaurações (coroas) unitárias, sendo significativamente maior para coroas metalocerâmicas (95,4%) do que para todas as coroas de cerâmica pura (91,2%) (Salinas e Eckert, 2010). Outros estudos reportaram valores de sobrevida semelhantes (Pjetursson *et al.*, 2007), mas esses valores diminuem para as restaurações de dentes posteriores, indiferente ao tipo de cerâmica utilizada como IE (Schwarz *et al.*, 2012).

Outra condição importante a ser analisada é o carregamento cíclico, como o que ocorre durante a mastigação. A ciclagem mecânica contribui para o crescimento subcrítico de trincas (SCG) em materiais cerâmicos (Chevalier e Olagnon, 1999). Quando um material é submetido a um longo período de tensões repetitivas e em nível subcrítico ocorre o desenvolvimento de micro-trincas nas áreas

de concentração de tensões ou próximas à superfície. Devido ao contínuo carregamento, essas trincas se unem, formando uma trinca maior que se propaga até que um último ciclo exceda a resistência do material, levando a falha catastrófica (Callister, 2002).

Em condições subcríticas, a distribuição de tamanho inicial dos defeitos muda em função do tempo, de acordo com o comportamento de crescimento subcrítico de trincas de cada material. Consequentemente, os padrões de fratura de um material que sofreu ciclagem mecânica podem ser diferentes daquele que não foi previamente solicitado mecanicamente (Borba, 2010). O efeito do carregamento cíclico no crescimento subcrítico de trincas em materiais cerâmicos pode ser determinado por meio de ensaios que simulem ao máximo as condições do ambiente oral. O meio oral possui vários fatores que podem levar à degradação das propriedades físicas e mecânicas das restaurações cerâmicas. Para o desenvolvimento de um ambiente oral artificial deve-se levar em consideração os fatores de umidade e temperatura (DeLong e Douglas, 1983). A carga e a frequência utilizadas na ciclagem mecânica *in vitro* devem ser similares às que ocorrem durante a mastigação. A duração das forças oclusais varia entre 0,21 e 0,35 s, e a frequência da mastigação varia de 0,6 a 2,3 Hz (Jemt *et al.*, 1979; DeLong e Douglas, 1983). Existe grande contradição nos estudos quanto a magnitude das forças geradas durante a mastigação e isso se deve aos diferentes métodos de mensuração e regiões da boca avaliadas. A literatura relata uma força mastigatória média de 220 N para a região posterior (Proeschel e Morneburg, 2002) e valores de 1181 N no caso de hábito parafuncional (Hidaka *et al.*, 1999). Limitando essas forças a uma

área de contato de 7-8 mm² (molar), obtemos uma pressão média de mastigação de 27-31 MPa. Para apresentar relevância clínica, deve-se realizar ensaios com o mínimo de 10⁶ ciclos, já que esse número corresponde a um tempo de uso da restauração de aproximadamente 1 ano (Borba, 2010; Heintze e Rousso, 2010). Na realização de testes de ciclagem, envolvendo carga térmica e mecânica, foi observado que a duplicação da frequência de mascar, o aumento do carregamento ou movimento lateral adicional não interferiu nos resultados. Porém, quando foi aumentada a força mastigatória, o periodonto artificial, o antagonista e ou o material do pilar tiveram a resistência à fratura reduzida. Não houve diferença estatisticamente para o tipo de máquina de ciclagem, frequência e presença de movimento lateral (Rosentritt *et al.*, 2006). Através de um estudo *in vitro*, foi testada a hipótese de que o aparecimento de lascas na cerâmica é mais provável de ocorrer nas próteses implanto suportadas parafusadas devido à presença do orifício de acesso ao parafuso quando comparadas com as próteses cimentadas que apresentam a superfície oclusal hígida. Nesse estudo foi realizado ciclagem mecânica a uma temperatura controlada de 37°C, sendo realizados 20.000 ciclos com uma carga de 100 N/s. Esse estudo foi realizado em PPFs de 5 elementos tendo como antagonistas três blocos cerâmicos que faziam múltiplos contatos com a PPF na região de pilar, não havendo carga nos pânticos. Os autores observaram que nenhuma PPF falhou durante a aplicação da carga cíclica e que houve diferença estatisticamente significativa quando se comparou o número de lascas da cerâmica entre as próteses cimentadas e parafusadas, concluindo que a ausência

do orifício de acesso ao parafuso permite uma maior estabilização da cerâmica (Karl *et al.*, 2007).

A fractografia é a análise criteriosa das superfícies de fratura (Mecholsky, 1995b). A norma ASTM 1322 (2003) define fractografia como meios e métodos para caracterizar corpos-de-prova ou componentes fraturados. Essa análise envolve a avaliação da superfície de fratura que contém marcas resultantes da interação da trinca em propagação com a microestrutura do material e as áreas de tensão. O objetivo da fractografia é determinar as causas ou fatores que levaram a uma perda de função indesejada. Portanto, é um elemento fundamental para o planejamento e desenvolvimento de materiais (Della Bona *et al.*, 2003; Quinn, 2007; Taskonak *et al.*, 2008b).

Dois instrumentos importantes na análise de superfícies fraturadas são o estereomicroscópio e o microscópio eletrônico de varredura (MEV). O estereomicroscópio possibilita uma visão ampliada, natural e tridimensional da superfície de fratura. O MEV possibilita visualizar a falha mais claramente porque tem boa profundidade de campo, alta resolução e instrumentação acessória para análise química (Borba, 2010).

O preparo de amostras cerâmicas para análise em MEV começa com a limpeza da superfície de fratura utilizando etanol. Um recobrimento a base de ouro ou carbono (grafite) pode ser realizado na superfície dos corpos-de-prova que têm pouca refletividade ou que são translúcidos. Além disso, podem ser confeccionadas réplicas da superfície de fratura quando as amostras são grandes e de difícil posicionamento no microscópio ou quando não é possível remover a

peça para análise no laboratório. Em alguns casos, a superfície de fratura é mais facilmente analisada na réplica do que no original (Della Bona, 2009; Borba, 2010).

Nos materiais friáveis, como as cerâmicas, existem três regiões características envolvendo a origem de fratura (Figura 1). O *mirror* é a primeira região e é relativamente lisa. É a mais próxima de onde a trinca se propaga a partir de um defeito, a origem da fratura. A trinca acelera de uma velocidade próxima a zero até a velocidade terminal dentro dessa região. A *mist* é a segunda região e apresenta uma textura pouco irregular com aspecto nebuloso. A *hackle* é a terceira é mais heterogênea região e com características mais pronunciadas na superfície. Essa última região leva à ramificação macroscópica da trinca (*crack branching*), ou seja, bifurcação da trinca principal (Mecholsky, 1995b).

À medida que a trinca acelera a partir da origem, pequenas porções da ponta da trinca começam a se desviar do plano principal de fratura. Esse desvio momentâneo é limitado pelo custo energético de criar novas superfícies de fratura. Então, essas pequenas variações no plano da trinca logo retornam ao plano de propagação principal. À medida que a trinca se propaga, essas perturbações se tornam grandes o suficiente para serem observadas em nível microscópico, dando origem à região chamada *mist*. À medida que a trinca continua avançando, as perturbações locais aumentam e começam a oscilar e formam segmentos maiores. Dessa forma, são gerados pequenos degraus que correm em direção paralela à direção de propagação da trinca. Essas linhas são denominadas *velocity hackles* e apontam para a origem da fratura. Apesar desse processo de aumento da rugosidade

de superfície ser descrito como gradual, existem dois pontos de transição: o limite *mirror-mist* e o limite *mist-hackle* (Della Bona, 2009; Borba, 2010). Esses limites podem ou não ser simétricos em relação à origem da falha, dependendo de fatores como a distribuição de tensões e a forma da trinca (Mecholsky, 1995b).

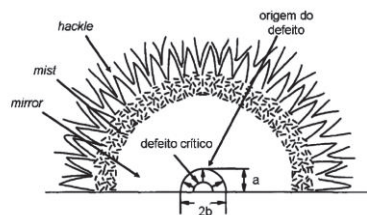


Figura 1. Desenho esquemático da superfície de fratura. Pode-se observar as três regiões características que envolvem a origem de fratura: *mirror*, *mist* e *hackle* (desenho reproduzido com permissão de Della Bona, 2009).

É possível localizar a origem e direção de propagação da trinca através da observação de marcas características da superfície de fratura.

A origem da fratura está sempre localizada no lado côncavo da primeira *arrest line* (linhas agudas que correspondem à região em que a trinca hesita ou pára de propagar). Geralmente a resistência de materiais cerâmicos é verificada através de ensaios de flexão. Um sinal característico da fratura produzida por ensaios de flexão é a curva de compressão (*compression curl*). Em um espécime submetido à flexão existe um gradiente de tensões. À medida que a trinca se propaga da região submetida à tração em direção à região submetida à compressão, sua velocidade diminui e a trinca muda de direção. Em corpos-de-prova mais resistentes a trinca pode ramificar, criando uma

curva dupla. A origem de fratura é oposta a curva de compressão (Mecholsky, 1995a; Quinn, 2007; Della Bona, 2009; Borba, 2010).

Uma vez que a origem da fratura foi localizada, é possível realizar uma análise fractográfica quantitativa. Essa análise pode ser utilizada para identificar o tamanho da falha ou defeito inicial, o valor e natureza da tensão de fratura, a presença de tensões residuais ou crescimento subcrítico, e para o reconhecimento de defeitos locais de processamento que podem afetar o processo de fratura (Mecholsky, 1995a; Quinn, 2007; Taskonak *et al.*, 2008b; Della Bona, 2009). A forma do *mirror* sugere a natureza da tensão de fratura. Um campo de tensões de tração geralmente resulta em um *mirror* simétrico e uniforme, um campo de tensões produzido por um ensaio de flexão resulta em um *mirror* simétrico mas não-uniforme, e um campo de tensões produzido por um carregamento de torção produz *twist hackles* no limite do *mirror*. Se a forma do *mirror* é atípica, pode-se suspeitar da presença de tensões compressivas residuais (Mecholsky, 1995b). Quanto menor o tamanho do *mirror*, maior o valor de tensão na origem. Um tamanho de *mirror* pequeno está relacionado com uma estrutura resistente e um defeito pequeno. Ao contrário, um tamanho grande de *mirror* significa que a tensão de fratura foi baixa e indica um defeito grande. Em alguns casos a estrutura é tão fraca que o tamanho do *mirror* é maior do que a secção transversal do corpo-de-prova (Quinn, 2007).

Nas pesquisas *in vitro*, a causa de fratura é conhecida. Portanto, o principal objetivo da análise fractográfica é identificar falhas e estudar as interações da trinca com a microestrutura. (Quinn, 2007; Borba, 2010).

Muitos fatores podem estar associados à formação e propagação de trincas em restaurações cerâmicas, incluindo: (1) forma da restauração; (2) não-homogeneidade microestrutural; (3) tamanho e distribuição de falhas superficiais; (4) tensões residuais e gradientes de tensões induzidos pelo polimento ou processamento térmico; (5) as condições do ambiente oral em contato com a restauração; (6) características da interface entre a restauração e o cimento, e interface entre o material de infra-estrutura e o material de recobrimento; (7) espessura e variação da espessura na restauração; (8) módulo de elasticidade dos componentes da restauração; (9) magnitude e orientação das forças aplicadas . A interação entre essas variáveis complica a interpretação do processo de fratura (Thompson *et al.*, 1994; Borba, 2010).

3. PROPOSIÇÃO

Esse estudo teve o seguinte objetivo:

Avaliar a influência da abertura oclusal na carga máxima de fratura de coroas implanto-suportadas, com IE em zircônia ou em metal e o mesmo desenho estrutural, fixadas por parafuso ou por cimentação, testando a hipótese de que as coroas com abertura oclusal (parafusadas) suportam menor carga máxima de fratura.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

O delineamento experimental está esquematicamente apresentado na figura 2.

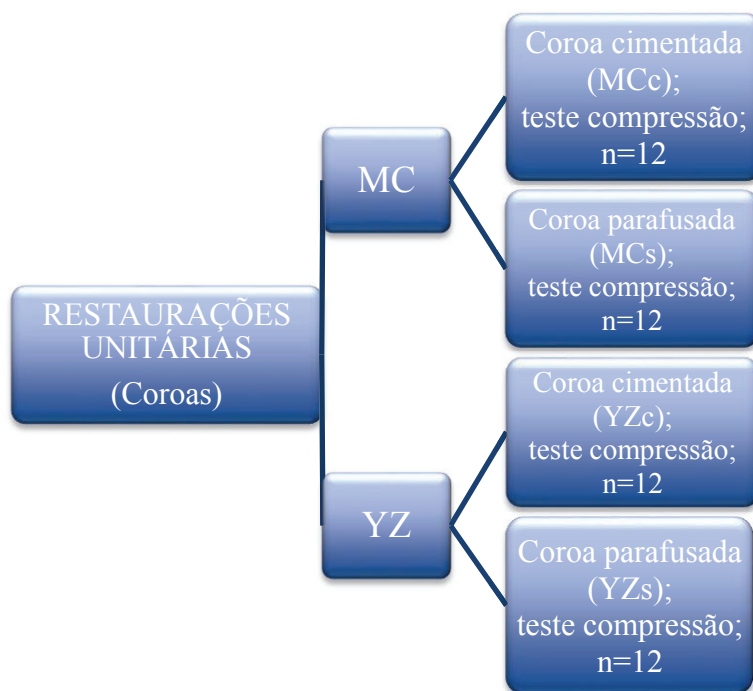


Figura 2. Desenho esquemático do experimento.

4.1 Confeção das bases para os implantes

Foram fabricadas 12 bases (matrizes ou estações) utilizando um compósito a base de resina epóxi com fibra de algodão e vidro (G10- NEMA Grade G-10, Accurate Plastics, Inc, Yonkers, NY, EUA) para instalação dos implantes. Um bastão de G10, com diâmetro de 25,4 mm (1 polegada), foi seccionado usando um disco de corte, resultando em matrizes com comprimento de 20 mm (Figura 3 e 4).



Figura 3. O compósito G10 é comercializado na forma de bastões de diferentes diâmetros.



Figura 4. Base em G10 de 1 polegada (25,4 mm) de diâmetro e 20 mm de altura.

Em cada estação de G10, foi realizada uma perfuração utilizando uma broca helicoidal (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, Arujá – SP) de 4,3 mm de diâmetro e 12,5 mm de profundidade (Figura 5).

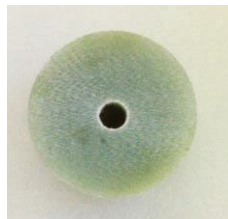


Figura 5. Estação de G10 com a perfuração de 4,3 mm de diâmetro e 12,5 mm de profundidade.

Sobre cada estação perfurada foi instalado um implante cone morse (Ar Torque NP, Conexão, Arujá, SP, Brasil) com 4 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento (Fig. 6).



Figura 6. *Implante instalado na perfuração do G10.*

Cada implante foi untado com resina epóxi auto-polimerizável FiberGlass® (Fiberglass LTDA, Porto Alegre – RS - Brasil) (Lee *et al.*, 2009; Silveira, 2009), em uma proporção de 1:2 de resina epóxi:catalisador (Fig. 7) e posicionado no interior da perfuração deixando-o 1 mm abaixo da superfície do G10, conforme preconizado pelo fabricante para procedimentos clínicos. Foi aguardado a secagem por 24 h.



Figura 7. *Resina epóxi (catalisador e base).*

Para a realização dos testes, foi desenvolvido um pilar sólido com rosca interna (Conexão Sistemas de Prótese LTDA, Arujá, SP,

Brasil) de forma que sobre o mesmo existisse a possibilidade de fixar as coroas através da cimentação ou parafusamento.

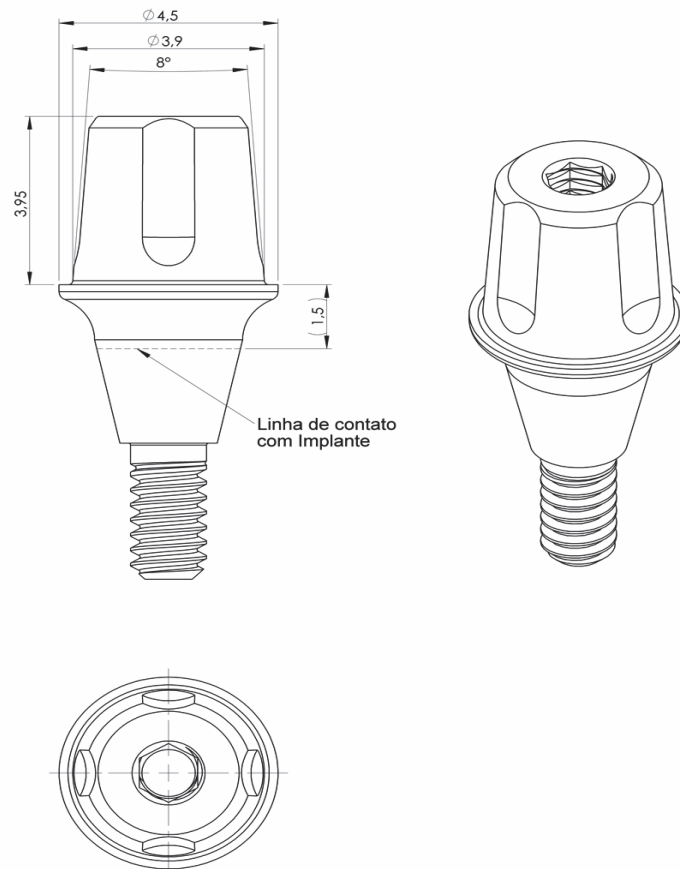


Figura 8. Projeto gráfico do pilar personalizado desenvolvido pela Conexão.

O design estrutural dos pilares apresenta as seguintes características: são retos, na porção ativa possuem uma altura de 3,95

mm e diâmetro méso-distal cervical de 4,5 mm, TOC (ângulo de convergência oclusal total) de 8° e altura da cinta de 1,5 mm (Figs. 8-10).



Figura 9. Pilar personalizado evidenciando a rosca por oclusal.

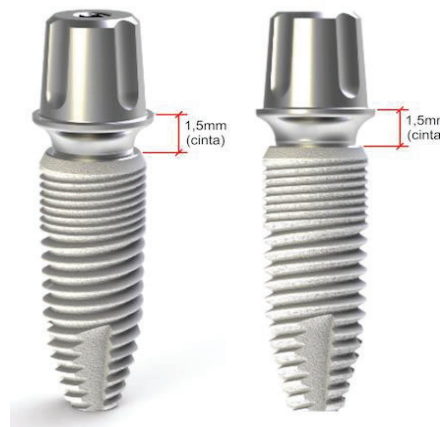


Figura 10. Pilar personalizado, evidenciando altura de cinta de 1,5 mm.

Os pilares foram instalados com a utilização da chave 1,17 (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, SP, Brasil) e firmados em posição com torque final de 20 N/cm², recomendado pelo fabricante.

Dos 24 pilares utilizados, 12 foram inicialmente utilizados na confecção de 12 bases (um pilar em cada base) que suportaram 48 coroas fixas parafusadas (24 em Y-TZP e 24 em MC), ou seja, cada base foi usada para testar 4 coroas fixas parafusadas. Após, os pilares foram novamente utilizados nos grupos cimentados para o teste de mais 24 coroas fixas (12 em Y-TZP e 12 em MC), necessariamente nesta ordem pois os pilares após a cimentação, não puderam mais ser reaproveitados.

As 12 estações serviram para todos os testes experimentais, sendo trocados apenas os pilares protéticos sobre os quais foram fixadas as coroas protéticas (Fig. 11).



Figura 11. Estação com pilar instalado no implante.

4.2 Confecção das Coroas

4.2.1. Com infraestrutura (IE) em Y-TZP (YZ)

As estações com os pilares instalados sobre os implantes foram escaneadas pelo Escaner Tecnodrill (Novo Hamburgo, RS,

Brasil) (Fig. 12). Com base nas imagens capturadas, a interface gráfica gerou uma imagem tridimensional da estação com o pilar sobre a qual a IE (7 mm de diâmetro méso-distal) foi construída. As coroas, tanto cimentadas quanto parafusadas, foram desenhadas com a espessura mínima das paredes da IE de 0,5 mm, TOC de 8°, com modificação da IE para aumentar a espessura compensando o TOC, conforme estudo de CORAZZA *et al.* (2013), o que resultou em uma espessura lateral máxima de 0,7 mm. O espaço reservado ao cimento nas coroas cimentadas foi de 20 µm (Fig. 13).



Figura 12. Escaner DS-6000 (Optimet, Tecnodrill).

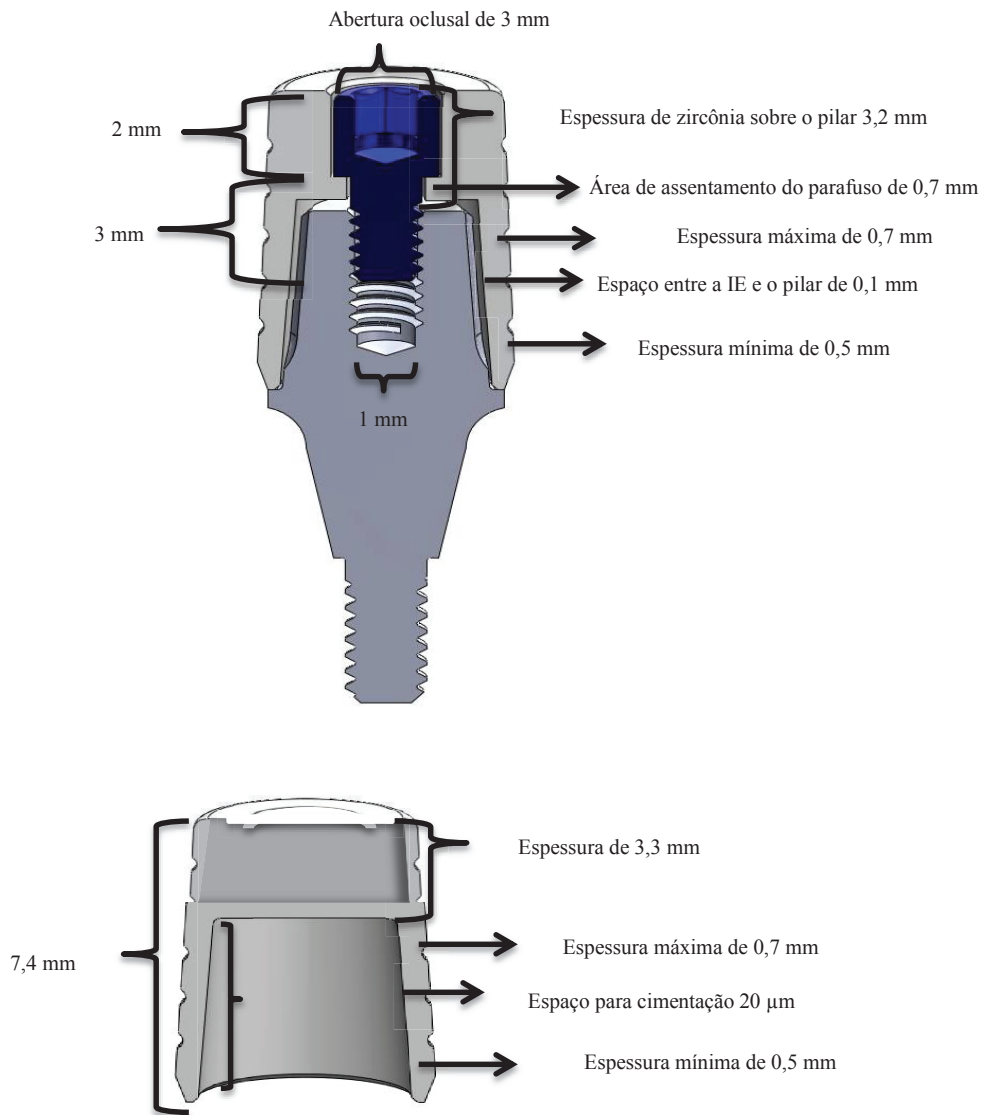


Figura 13. Desenho esquemático mostrando as espessuras nas IEs das coroas parafusada e cimentada.

O material escolhido para a produção das IE foi uma cerâmica a base de Y-TZP. Depois do formato desejado das mesmas ter sido atingido, o software criou o desenho final da IE, maximizado em 25% conforme o preconizado pelo fornecedor dos discos de zircônia (Upcera, Shenzhen Upcera, Ltd, Shenzhen, China) (Fig. 14) que foi enviado para fresadora DM-5 METAL (Tecnodril, Novo Hamburgo, RS – Brasil) (Fig. 15), de 5 eixos que possibilita a fresagem de zircônia e também de metal. A usinagem dos blocos cerâmicos não sinterizados, ou zircônia verde, foi realizada obtendo-se 24 coroas com abertura oclusal (parafusadas) e 12 coroas sem abertura oclusal (cimentadas).



Figura 14. Discos de zircônia não sinterizada.



Figura 15. Fresadora DM5 (Tecnodrill®).

Após a usinagem, as IEs em Y-TZP foram sinterizadas conforme gráfico de sinterização (Fig. 16), a uma temperatura de 1.480°C (forno Fortelab, Modelo ME1600/1, Fortelab Indústria de Fornos Elétricos Ltda, São Carlos, SP, Brasil) (Fig.17).

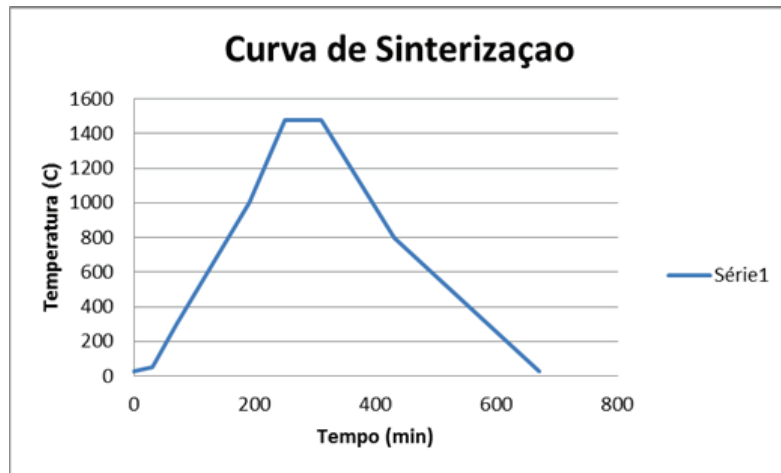


Figura 16. Curva de sinterização da zircônia.



Figura 17. Forno de sinterização da zircônia (Fortelab, Modelo ME1600/1).

As IE em Y-TZP já sinterizadas foram limpas em banho sônico em água destilada. Com a peça limpa, livre de resíduos, as IE foram levadas ao forno (Radiance, Jelrus, EUA) previamente aquecido para a queima de *wash*, ficando prontas para a aplicação da porcelana preconizada pelo fabricante (VM9, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha), em uma espessura final de 1,2 mm nas paredes axiais e oclusais.

As IEs foram levadas ao forno para a primeira queima. Devido a contração de sinterização, uma nova aplicação, e queima, de porcelana para ajustar a forma e espessura preconizadas foi realizada (Fig. 18 - 20).



Figura 18. Porcelana finalizada após 2º queima.

As temperaturas do forno para a porcelana VM9 são mostradas na Tabela 1. A porcelana Vita VM9 possui um coeficiente de expansão térmica (CET) de $9.1 \times 10^{-6}/K$ (entre 25 e 500°C) (Fig. 19), que a torna compatível com a IE de Y-TZP. Todas as queimas seguiram as orientações dos fabricantes dos materiais cerâmicos e a

temperatura de resfriamento foi como preconizado e justificado por Benetti *et al.* (2013), ou seja, uma taxa de resfriamento lento de 10°C/min.

VITAVM.9 – Propriedades Físicas	Unidade	Valor
CET (25–500°C)	10 ^e · K ⁻¹	9,0–9,2
Ponto de amolecimento	°C	aprox. 670
Ponto de transformação	°C	aprox. 600
Solubilidade em meio ácido	µg/cm ²	aprox. 10
Tamanho médio dos grãos	µm (d ₅₀)	aprox. 18
Resistência à flexão	MPa	aprox. 100

Figura 19. Propriedades físicas da porcelana Vita VM 9 (Fonte: Vita).

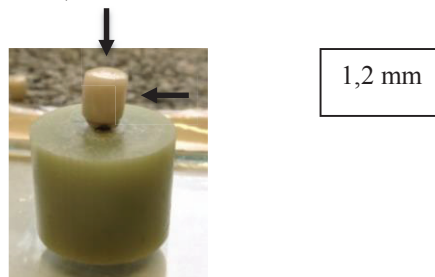


Figura 20. Indicação das espessuras da porcelana.

Tabela 1. Temperaturas de queima para porcelana VM9 sobre zircônia.

	Temp. inicial °C	→ min.	↗ min.	↗ °C/min.	Temp. aprox. °C	→ min.	↘ °C	→ min.	Vácuo min.
Queima de Limpeza	500	3.00	6.00	33	700	5.00	–	–	–
Queima de Regeneração (opcional, ver pág. 11)	500	0.00	5.00	100	1000	15.00	–	–	–
Queima de WASH	500	2.00	8.11	55	950	1.00	–	–	8.11
Queima do MARGIN*	500	6.00	8.21	55	960	1.00	–	–	8.21
Queima do EFFECT LINER*	500	6.00	7.49	55	930	1.00	–	–	7.49
1ª Queima de Dentina	500	6.00	7.27	55	910	1.00	600**	–	7.27
2ª Queima de Dentina	500	6.00	7.16	55	900	1.00	600**	–	7.16
Queima de Glaze	500	0.00	5.00	80	900	1.00	600**	–	–
Queima de Glaze com VITA AKZENT	500	4.00	5.00	80	900	1.00	600**	–	–
Queima de correção com CORRECTIVE*	500	4.00	4.20	60	760	1.00	500**	–	4.20

4.2.2. Com infraestrutura (IE) em metal (metalocerâmica - MC)

Os grupos controles foram coroas metalocerâmicas (MC) sendo a IE construída em liga a base de NiCr, com o mesmo desenho descrito para as coroas em cerâmica pura. Assim, foram fabricados 24 coroas com abertura oclusal e 12 coroas sem abertura oclusal. A fabricação da IE metálica ocorreu pelo método de fresagem por CAD/CAM usando o mesmo arquivo de CAD utilizado para fabricar as IE de cerâmica, porém ao contrário do grupo das cerâmicas puras, foi utilizado discos em cera (Fig. 21), sem magnificação na imagem do CAD, para posterior fundição pela técnica da cera perdida. Desta forma foram obtidos padrões em cera absolutamente iguais as IEs de zircônia sinterizada.

Para a inclusão dos padrões de cera foram utilizados anéis de silicone em expansão livre, com capacidade de 120 g. Em cada anel foram incluídas 3 IEs. Foi utilizado um revestimento fosfatado sem grafite (Bellavest® SH, BEGO, Bremen, Alemanha) associado ao líquido de mistura (BegoSol® HE, BEGO, Bremen, Alemanha), próprios para a liga Wironia® light (BEGO, Bremen, Alemanha) utilizada seguindo as recomendações do fabricante (Tabela 2).



Figura 21. Discos de cera para fresagem dos padrões de IE para as coroas MC.

Tabela 2. Características do revestimento Bellavest® SH

<i>Líquido de Mistura</i>	<i>BegoSol® HE</i>
Tempo de elaboração a 20°C	aprox. 4,5 - 5 min
Validade com envelope fechado	24 meses
<i>Valores nominais de material segundo DIN ISO15912:</i>	
Início da solidificação (tempo Vicat)	aprox. 10 min.
Resistência a pressão depois de 2h	4,2 - 5,1 Mpa
Expansão térmica linear	0,85 %

Após a solidificação do revestimento os anéis foram levados ao forno (Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil) para desidratação lenta do revestimento e volatilização da cera. O forno foi aquecido gradualmente com uma velocidade de 5 a 7°C/min até chegar em 370°C, onde permaneceu nesta temperatura por 20 minutos, passando a ser elevado novamente a temperatura a uma velocidade de 15°C por minuto até atingir 840°C. Posteriormente, a liga metálica (Wironia® light) (Tabela 3) foi fundida a 1350°C e injetada, por indução, com aquecimento elétrico, que proporciona um aquecimento uniforme, para dentro do revestimento, ocupando o lugar onde antes havia o padrão de cera.

Tabela 3. Características da liga Wironia® light

<i>Características da liga</i>	<i>Valores orientativos</i>
Tipo (ISO 22674)	4
Código de cores BEGO	branco (8)
Densidade	8,2 g/cm ³
Dureza Vickers (HV 10)	260
Módulo de elasticidade	aprox. 200 GPa
Limite de alongamento (Rp 0,2)	470 Mpa
Solidez (Rn)	880 Mpa
Flexibilidade ductil (A5)	10%
Intervalo de fundição	1200 – 1280°C
Temperatura de fundição	aprox. 1350°C
CET 25-500°C e 20-600°C	13.8 e 14.1 (x10 ⁻⁶ K ¹)

As peças ainda incluídas no revestimento ficaram resfriando na bancada, até alcançar a temperatura ambiente. A seguir, a desinclusão foi realizada com instrumento pneumático seguida de jateamento com óxido de alumínio com partículas de 125 micras a uma pressão de 2 bar. A queima de oxidação do metal foi realizada a uma temperatura de 960°C, sem vácuo por 10 minutos (Keramat I, Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil). Após a queima dos óxidos as peças foram imersas em um banho sônico com ácido limpo e quente por 5 minutos. Os resíduos do banho ácido foram removidos por jatos de vapor de água.

O pó do opaco foi misturado com o VitaVM Opaque Fluid (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) em uma consistência cremosa,

sendo aplicado com o uso de um pincel de forma uniforme sobre a IE, mascarando-a completamente. Realizou-se então a sequência de queimas recomendadas (Tabela 4) para o opaco e a porcelana VM13 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) recomendada para esse tipo de IE (Fig. 19). A espessura da porcelana foi igual aquela utilizada para as coroas em cerâmica pura (YZ) e obtida da mesma forma que descrito anteriormente.



Figura 22. Coroa com IE em metal e cobertura com porcelana VM13.

Tabela 4. Tabela de queima da porcelana VMI3 Vita®.

	Temp. inicial °C	→ min.	↗ min.	↘ °C/min.	Temp. aprox. °C	→ min.	Vácuo min.
Queima de Óxidos	Por favor, seguir as instruções do fabricante da liga metálica!!!						
Queima de WASH OPAQUE	500	2.00	5.12	75	890	2.00	5.12
Queima de WASH OPAQUE PASTE	500	4.00	5.12	75	890	2.00	5.12
Queima de OPAQUE	500	2.00	5.12	75	890	1.00	5.12
Queima de OPAQUE PASTE	500	4.00	5.12	75	890	1.00	5.12
Queima de WASH OPAQUE - Ligas sem metal precioso**	500	2.00	5.52	75	940	2.00	5.52
Queima de WASH OPAQUE PASTE- Ligas sem metal precioso**	500	4.00	5.52	75	940	2.00	5.52
Queima de OPAQUE - Ligas sem metal precioso**	500	2.00	5.36	75	920	1.00	5.36
Queima de OPAQUE PASTE - Ligas sem metal precioso**	500	4.00	5.36	75	920	1.00	5.36
Queima de MARGIN*	500	6.00	7.05	55	890	2.00	7.05
Queima do EFFECT LINER*	500	6.00	7.05	55	890	1.00	7.05
1ª Queima de Dentina	500	6.00	6.55	55	880	1.00	6.55
2ª Queima de Dentina	500	6.00	6.44	55	870	1.00	6.44
Queima de Glaze	500	0.00	4.45	80	880	2.00	–
Queima de Glaze com VITA AKZENT	500	4.00	4.45	80	880	1.00	–
Queima de correção com CORRECTIVE*	500	4.00	6.00	50	800	1.00	6.00

4.3 Fixação das coroas sobre os pilares dos implantes

As coroas do grupo cimentadas foram fixadas sobre o pilar com o cimento RelyX U200 clicker (3M ESPE, St Paul, EUA) (Figura 23). Para tal, foi dispensado sobre o bloco de espatulação as porções base/catalizadoras e misturadas por 45 segundos com uma espátula de cimento. A mistura foi aplicada nas IEs (figura 24) sem preparo prévio, conforme preconizado pelo fabricante, estas foram acomodadas sobre os pilares de implantes posicionados nas estações,

aplicando uma carga constante de 1 kg por 5 minutos (Panadero *et al.*, 2012).



Figura 23. Cimento RelyX U200 (3M Espe).

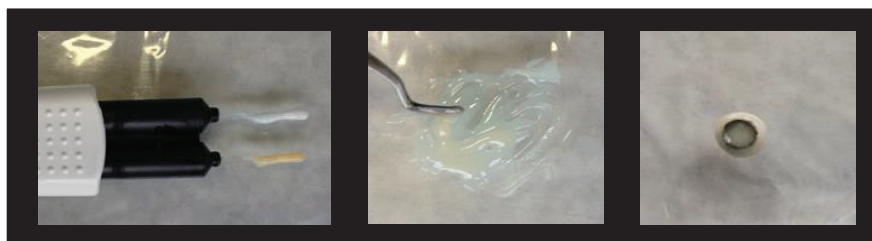


Figura 24. Aplicação do cimento resinoso nas coroas.

As coroas com abertura oclusal foram fixadas com parafuso hexagonal do pilar Esteticone/Stardard de 1,2 mm (Figura 25), com torque de 10 N, utilizando chave hexagonal de 1,2 mm (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, Arujá, SP, Brasil), conforme indicação do fabricante. Após, o parafuso foi recoberto com um material restaurador resiliente fotopolimerizável (Bioplic®, Biodinâmica) e em seguida a porcelana foi condicionada com ácido hidrófluídrico

(HF) a 10% por 2 minutos, silanizada (Clearfil™ ceramic primer, Kuraray Noritake, Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japão), aplicado adesivo (single bond®, 3M Espe) e fotopolimerizado por 20 s, e para fechar completamente a abertura oclusal (figura 26) foi usado uma resina composta (Filtek Z350®, 3M Dental Product, St. Paul, MN, USA) fotopolimerizada por 20 s com um fotopolimerizador (Gnatus Optilight LD Max, São Paulo, SP, Brasil). O tampão oclusal em resina ocupou o espaço desde a entrada IE de zircônia/metálico até a oclusal da porcelana.



Figura 25. Parafuso de fixação oclusal para pilares Speed customizado, no qual foi aplicado torque de 10 N/cm².

4.4. Testes laboratoriais

Todas as coroas foram submetidas a carga compressiva monotônica (figura 26), aplicada no centro da coroa por meio de um pistão de aço com ponta arredondada de 6 mm de diâmetro, com velocidade de 0,5 mm/min, utilizando uma máquina de ensaios universal (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) até a

fratura (em N). Todos os testes foram conduzidos em água destilada a 37°C.

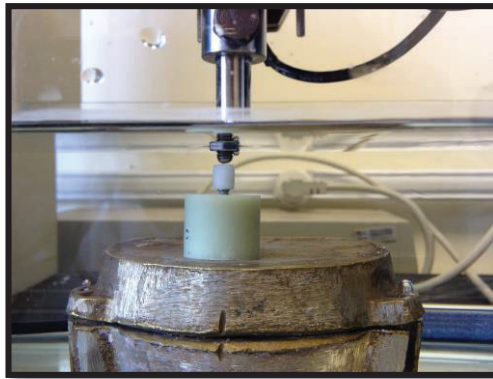


Figura 26. Pistão aplicando carga compressiva no centro da coroa.

4.5. Análise Fractográfica

Após o teste de carga de fratura, todas as coroas foram fotografadas com máquina fotográfica NIKON D90, com lente Macro Nikon 105 mm e flash R1C1, registrando macroscopicamente o padrão de fratura.

As coroas fraturadas foram avaliadas sob microscopia ótica binocular Zeiss (STEMI2000 C, Carl Zeiss do Brasil Ltda., Rio de Janeiro, Brasil) e microscopia eletrônica de varredura (MEV). Para o preparo dos fragmentos foi realizado uma deposição de ouro sobre as superfícies (Sputter Coater Bal-tec, SCD050, Luxemburgo). Essa avaliação microscópica buscou identificar a origem da fratura com base nos princípios de fractografia (Quinn, 2007; Della Bona, 2009).

As amostras de todos os grupos foram analisadas usando a fractografia para identificar o tipo de fratura, onde definiu-se o modo de falha em (Della Bona, 2009):

- LP: Lascamento da porcelana, ou seja, fratura coesiva da porcelana;
- D: Delaminação, ou seja, fratura com propagação na interface porcelana-IE;
- C: Catastrófica ou completa, ou seja, fratura completa da coroa.

4.6 Análise Estatística

Os dados passaram pelos testes de normalidade e variância. Assim, foi realizada análise de variância (ANOVA) de dois fatores (material e fixação) e Tukey, com $\alpha=0,05$.

5. RESULTADOS

O tipo do material de infraestrutura, zircônia (YZ) ou metal (MC), não foi estatisticamente significativo quanto aos valores de carga máxima de fratura ($p=0,250$) (tabela 5.1).

Tabela 5.1. Valores médios (desvio-padrão) (em N) da carga máxima de fratura para os fatores material de infraestrutura.

Material de Infraestrutura	
YZ	MC
1585 (795) a	1744 (929) a

*Médias seguidas por letras iguais na linha não tem diferença estatística ($p \geq 0,05$).

O fator tipo de fixação (Tabela 5.2) mostrou diferença estatística significativa, sendo que os grupos cimentados (c) apresentaram carga de fratura superior aos grupos parafusados (s) ($p < 0,001$).

Tabela 5.2. Valores de média (desvio-padrão) (em N) para os fatores tipo de fixação (C ou S).

Tipo de Fixação	
Cimentação (C)	Parafuso (S)
2380 (493) a	949 (443) b

*Médias seguidas por letras iguais na linha não tem diferença estatística ($p \geq 0,05$).

A Interação dos valores médios de carga de fratura e seus grupamentos estatísticos ($p=0,368$) estão apresentados na tabela 5.3.

Tabela 5.3. Valores de média (desvio-padrão) para a interação entre os tipos de fixação e infraestrutura.

Interação			
YZs	YZc	MCs	MCc
932 (309) b	2424 (514) a	967 (560) b	2239 (543) a

*Médias seguidas por letras iguais na linha não tem diferença estatística ($p \geq 0,05$).

O grupo das coroas parafusadas com infraestrutura em zircônia (YZs) apresentou uma relação positiva do número de fragmentos com o aumento da carga aplicada (Fig. 27), com uma média de 3 fragmentos por CP. Sete (58,33%) coroas desse grupo fraturaram sob carga compressiva superior a 1000 N. O lascamento na região cervical envolvendo a infraestrutura de zircônia (Figs. 28 e 29) foi observado em 7 coroas, enquanto 5 coroas fraturaram com envolvimento da porção oclusal. Apenas uma coroa apresentou fratura catastrófica (Fig. 30).

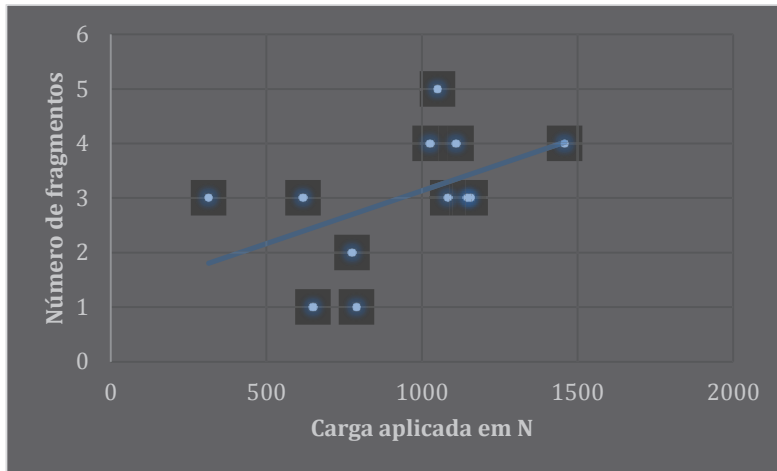


Figura 27. Relação positiva do número de fragmentos com o aumento da carga máxima de fratura (em N).

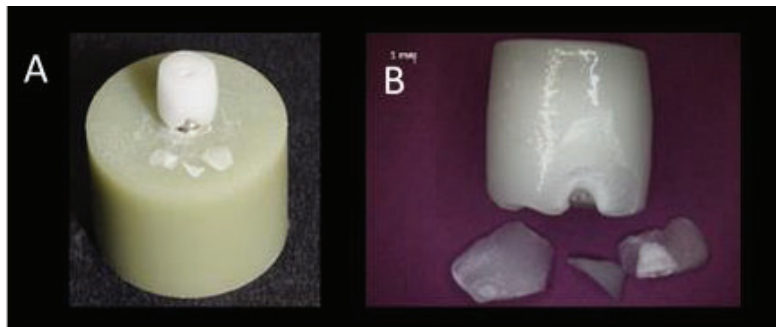


Figura 28. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento cervical com comprometimento da IE. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e os fragmentos (6,5x).

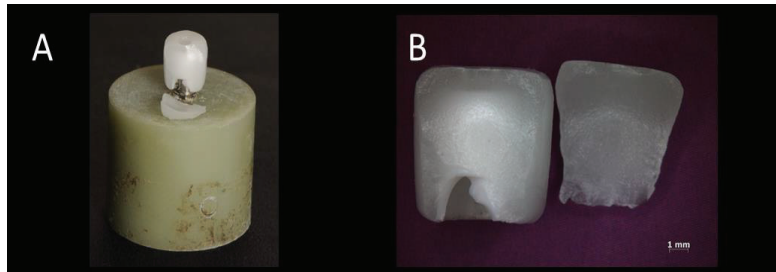


Figura 29. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento cervical com comprometimento da IE. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e os fragmentos (6,5x).

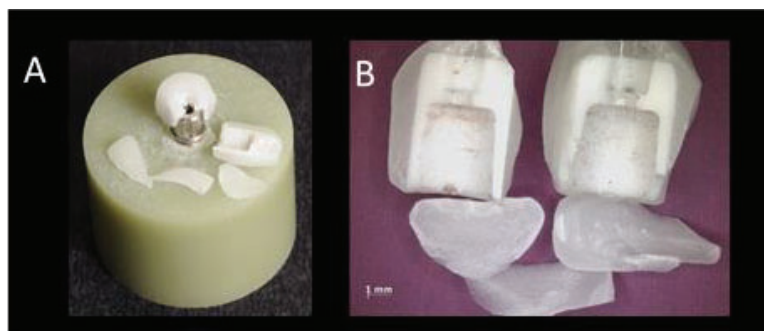


Figura 30. A- Imagem da coroa testada até a fratura catastrófica. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e os fragmentos (6,5x).

O grupo das coroas parafusadas com infraestrutura em metal (MCs) apresentou 100% de fratura da porcelana e uma relação positiva do número de fragmentos com o aumento da carga aplicada (Fig. 31), com uma média de 3,6 fragmentos por CP. Quatro (33,3%) coroas desse grupo fraturaram sob carga compressiva acima de 1000 N e em todas essas a fratura se propagou até a IE metálica. Oito coroas lascaram na região

cervical sem comprometer a integridade da porcelana na abertura oclusal para acesso do parafuso (Fig. 32). A fratura da porcelana oclusal ocorreu em quatro coroas (Fig. 33), sendo que em uma delas houve uma delaminação a partir da região da carga (oclusal) até a margem cervical da coroa (Fig. 34).

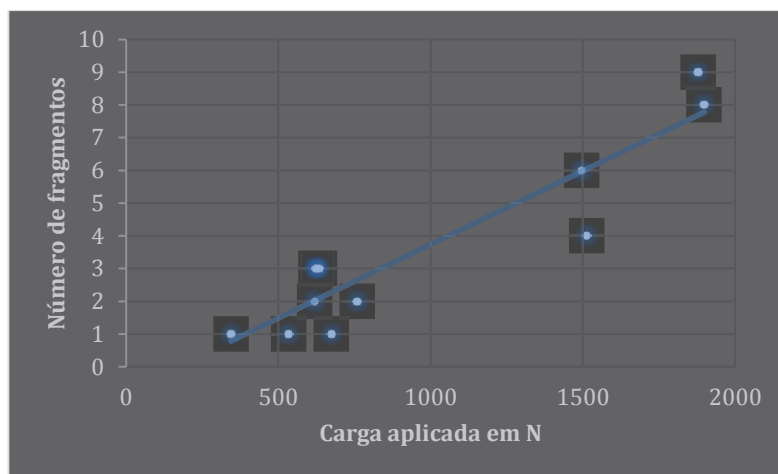


Figura 31. Relação positiva do número de fragmentos com o aumento da carga máxima de fratura (em N).

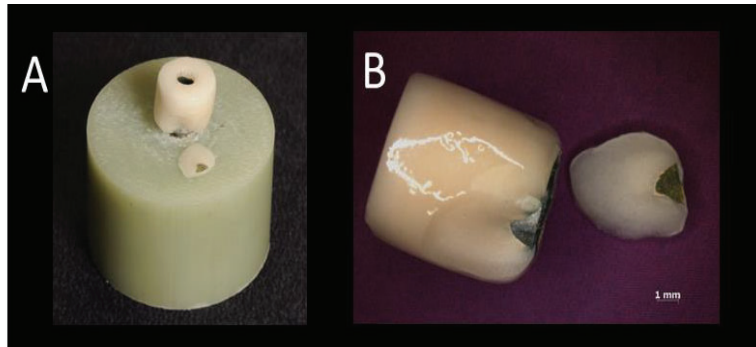


Figura 32. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento cervical. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e o fragmento (6,5x).

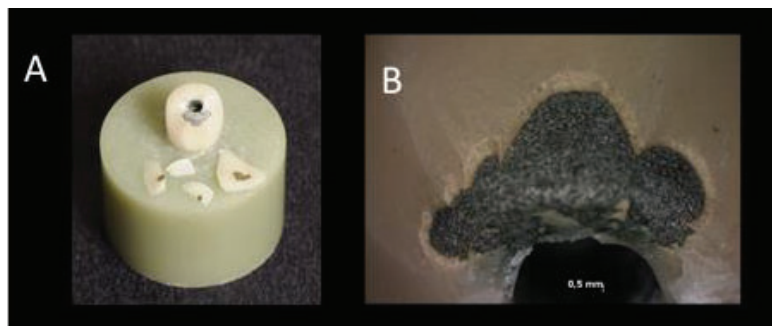


Figura 33. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento oclusal. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a região da fratura com exposição da IE metálica (20x).

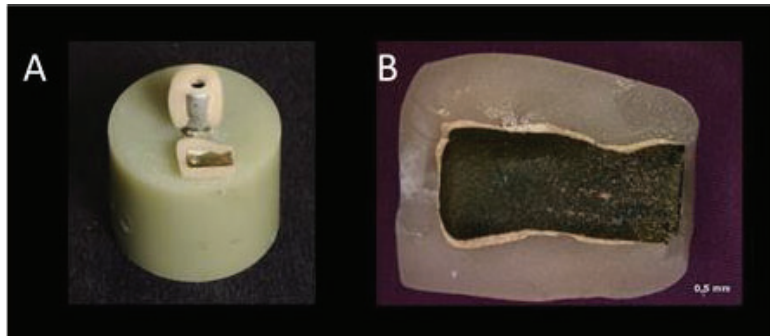


Figura 34. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu delaminação da porcelana. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando o fragmento com a camada de opaco totalmente aderida a porcelana (10x).

O grupo das coroas cimentadas com infraestrutura metálica (MCc) apresentou uma tendência do número de fragmentos aumentar com o aumento da carga máxima de fratura (Fig. 35). Esse grupo obteve uma média de 4,3 fragmentos por CP. Todas (100%) as coroas fraturaram por lascamento da porcelana a partir da região oclusal, propagando-se até a IE e região cervical e sob carga compressiva acima de 1000 N (Figs. 36 e 37).

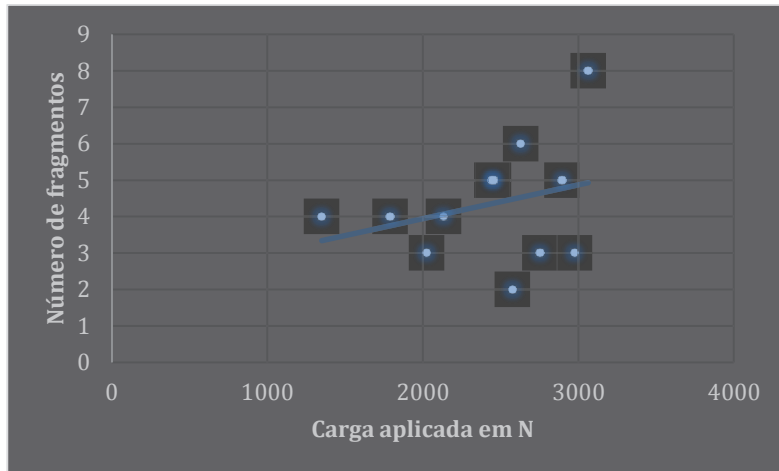


Figura 35. Relação do número de fragmentos com o aumento da carga máxima de fratura (em N).

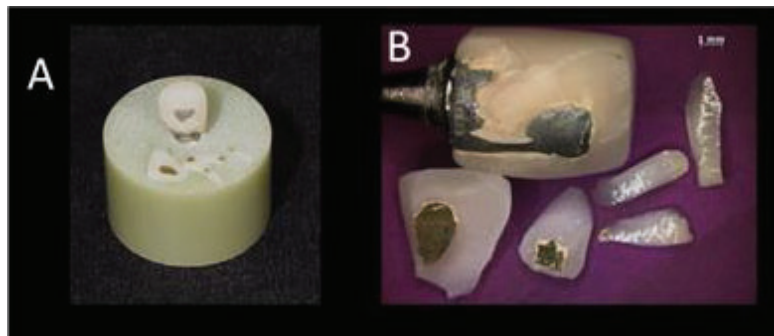


Figura 36. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento da porcelana com exposição da IE metálica. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e os fragmentos (6,5x).

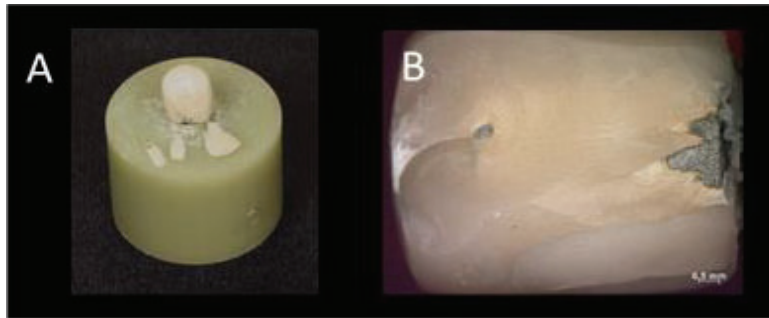


Figura 37. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento da porcelana com exposição da IE metálica. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a região da fratura (12,5x).

O grupo das coroas cimentadas com infraestrutura em zircônia (YZc) não apresentou uma correlação direta do número de fragmentos com o aumento da carga aplicada, expressando uma baixa tendência para essa equação (Fig. 38). Esse grupo obteve uma média de 4,6 fragmentos por CP. Todas (100%) as coroas fraturaram sob carga compressiva acima de 1500 N. Nove (75%) coroas fraturaram catastróficamente (Fig. 39) e três (25%) coroas sofreram lascamento da porcelana na região oclusal (Fig. 40).

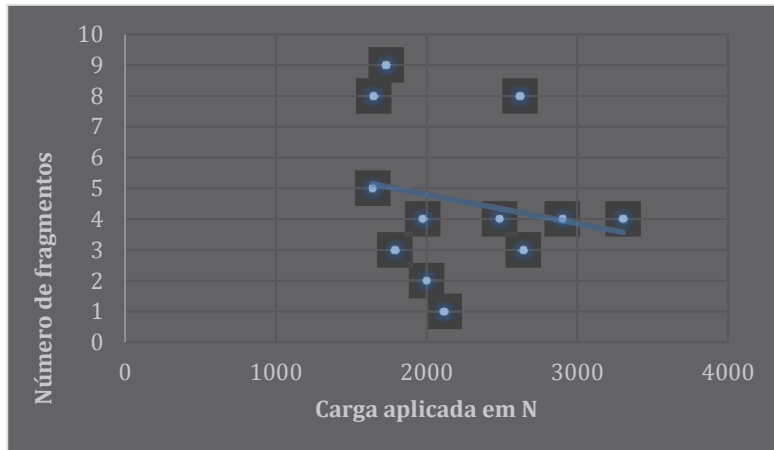


Figura 38. Relação inexistente do número de fragmentos com o aumento da carga máxima de fratura (em N).

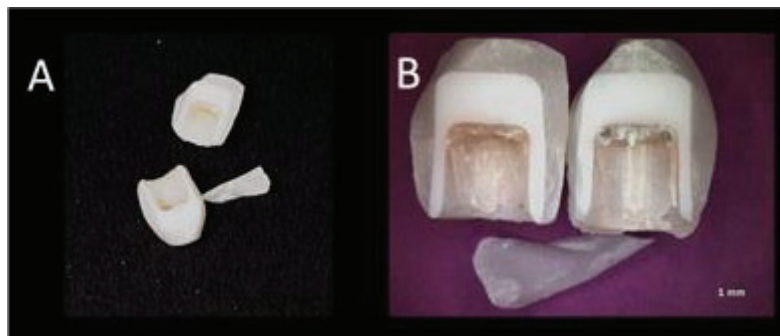


Figura 39. A- Imagem da coroa testada até a fratura catastrófica. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e os fragmentos (6,5x).

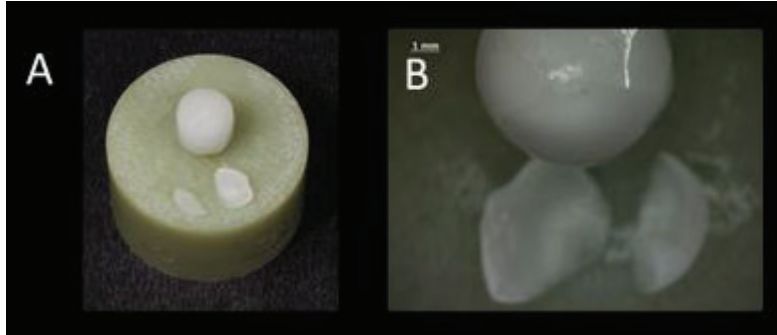


Figura 40. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento oclusal sem comprometimento da IE. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a região da fratura e os fragmentos (6,5x).

6. DISCUSSÃO

O presente estudo *in vitro* as restaurações foram avaliadas sob carga de compressão. Esse método é considerado o mais adequado para avaliar a resistência a fratura de coroas ou PPFs *in vitro* (Blatz *et al.*, 2010).

Os resultados mostraram que as restaurações unitárias (coroas) sobre implantes apresentam valores de carga de fratura superiores ao exigido pelo ato mastigatório usual, independente do material de infraestrutura ou do tipo de fixação. A literatura relata uma força mastigatória média de 220 N para a região posterior (Proeschel e Morneburg, 2002; Corazza *et al.*, 2013) e valores de 1181 N no caso de hábito parafuncional (Hidaka *et al.*, 1999). No presente estudo, o menor valor de carga de fratura (315N) foi registrado por uma coroa parafusada com infraestrutura em zircônia (YZs). Contudo, o valor médio de carga de fratura no grupo YZs foi de 931,66 N.

Esse estudo mostrou que a carga de fratura é significativamente influenciada pelo tipo de fixação das coroas, ou seja, as coroas cimentadas, independente da IE, apresentaram valores médios de carga de fratura superiores as coroas parafusadas.

Um estudo utilizando PPFs de 5 elementos e tendo como antagonista três blocos cerâmicos realizando múltiplos contatos na região de pilar (sem contato nos pânticos), mostrou que houve

diferença estatisticamente significativa quanto ao número de lascas da cerâmica entre as próteses cimentadas e parafusadas, concluindo que a ausência do orifício de acesso ao parafuso permitiu uma maior estabilização da cerâmica (Karl *et al.*, 2007).

A figura 41 mostra, de acordo com o tipo de fixação, os valores de carga de fratura registrados pelas coroas avaliadas nesse estudo.

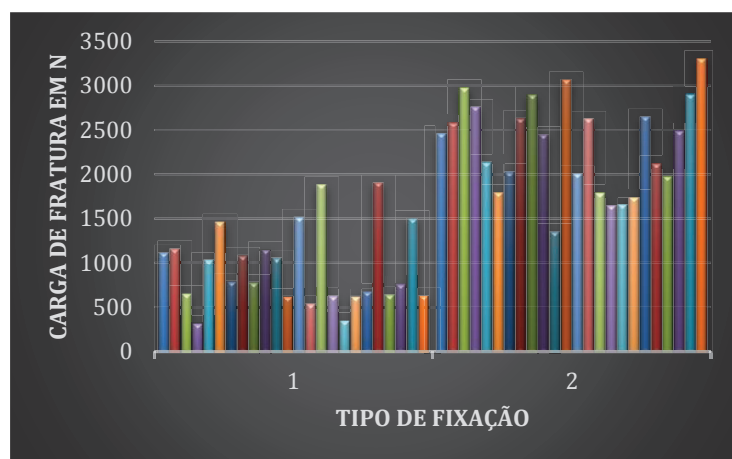


Figura 41. Gráfico mostrando os valores de carga de fratura (em N) registrados pelas coroas de acordo com o tipo de fixação (1 = Coroas Parafusadas e 2 = Coroas Cimentadas).

Quando comparados os valores de carga máxima de fratura entre os dois tipos de infraestrutura, zircônia e metal, não foi encontrado qualquer diferença estatística significativa. Na Figura 42 é possível observar que, em uma ordem crescente de valores de carga de fratura, esses são muito semelhantes para ambos os tipos de IE, confirmada a análise estatística.

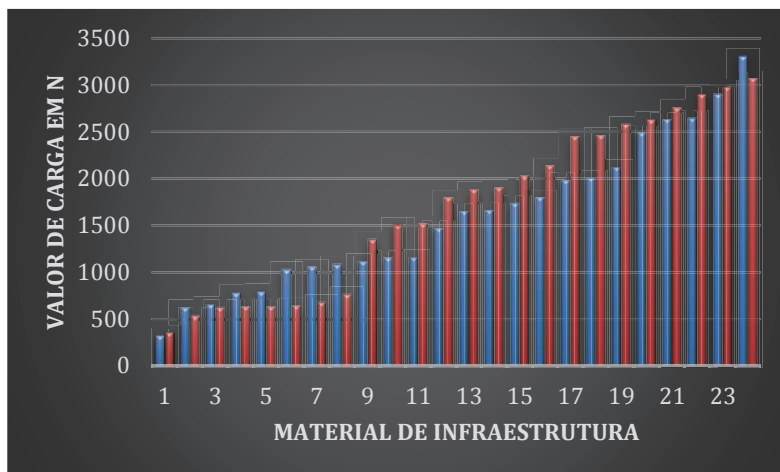


Figura 42. No gráfico as colunas azuis indicam as cargas de fratura (em N) das coroas com IE em YZ e as colunas vermelhas indicam os valores para as coroas com IE em M.

Comparadas às restaurações com IE metálicas, as restaurações com IE de zircônia fraturam sob valores menores de carga compressiva e as fraturas ocorrem, mais frequentemente, na porcelana. Estudo anterior concorda com esse achado, mostrando fratura frequente na interface metal/porcelana (Augstin-Panadero *et al.*, 2012).

As coroas parafusadas totalmente cerâmicas sofreram lascamento em 91,6% dos casos enquanto que 100% das coroas parafusadas com infraestrutura metálica sofreram lascamento da porcelana propagando-se até o metal.

Ocorreu um número expressivo (75%) de fratura catastrófica nas coroas do grupo YZc. Tais fraturas ocorreram sob cargas de compressão acima de 1500 N. Esse valor encontra-se muito acima dos

registrados em estudos envolvendo a mastigação fisiológica. Contudo, não é possível afirmar o quanto tal valor é favorável no desempenho do conjunto prótese/implante/osso, dessa forma mais estudos se fazem necessário nessa seara. Como consequência da fratura catastrófica desse tipo de restauração é impossível realizar qualquer tipo de reparo na restauração, requerendo nova prótese.

Considerando os resultados desse estudo, em especial, das restaurações do grupo YZc, pode ser sugerido a indicação clínica desse tipo restaurador para o tratamento reabilitador. Apesar dos poucos estudos publicados sobre a longevidade das coroas totalmente cerâmica sobre implantes, estudos envolvendo coroas com infraestrutura em zircônia em dentes anteriores severamente destruídos mostraram um índice de sobrevida de 100% após 3 anos em serviço (Schmitt *et al.*, 2010). Outro estudo avaliou 102 coroas em dentes anteriores e posteriores com um período médio de avaliação de 20,9 meses e não foi reportado qualquer fratura da infraestrutura (Poggio *et al.*, 2012).

Considerando as necessidades estéticas e funcionais do paciente e os resultados desse estudo, qualquer uma das opções restauradoras pode ser utilizada.

7. CONCLUSÕES

A abertura oclusal influencia negativamente na carga máxima de fratura de coroas implanto-suportadas com IE em Y-TZP ou metálica, confirmando a hipótese experimental.

O tipo do material da infraestrutura (zircônia ou metal) não influenciou significativamente na carga máxima de fratura das coroas.

REFERÊNCIAS

ANUSAVICE, J.K. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater.* v.28, p.102-111, 2012.

ATT, W.; GRIGORIADOU, M.; STRUB, J. R. ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabilitation* v.34, p.282–290, 2007.

BELLO, Y.D.; SONZA, Q.N.; BORBA, M. Zircônia tetragonal estabilizada por ítria: comportamento mecânico, adesão e longevidade clínica. *Cerâmica*, v.59 p. 633-639, 2013.

BLATZ, M.B.; BERGLER, M.; OZER, F.; HOLST, S.; PHARK, J.H.; CHICHE, G.J. Bond strength of different veneering ceramics to zirconia and their susceptibility to thermocycling. *Am J Dent*, v. 23, n. 4, p. 213–6, 2010.

BORBA, M. Comportamento mecânico de próteses cerâmicas utilizadas na confecção de próteses parciais fixas, 2010.

Tese (Doutorado em Ciências Odontológicas) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo – SP, 2010.

BORBA, M.; MIRANDA, W.G.Jr.; CESAR, P.F.; GRIGGS, J.A.; DELLA BONA, A. Evaluation of the adaption of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Braz Oral Res*, v.5, n.27, p.396-402, 2013

BRÅNEMARK, P. L.; ADELL, R.; BREINE, U.; HANSSON, B.O.; LINDSTROM, J.; OHLSSON, A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic & Reconstructive Surgery*, v.3, n.2, p.81-100, 1969.

BRÅNEMARK, P. L.; SVENSSON, B.; VAN STEENBERGHE, D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res*, v.6, n.4, p.227-31, 1995.

BENETTI, P.; DELLA BONA, A.; KELLY, J.R.; Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dent Mater*. v.26, p.743-750, 2010.

BENETTI, P.; KELLY, J.R.; SANCHEZ, M.; DELLA BONA, A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dent Mater*. v.5, n.30, p.554-563, 2014.

BENETTI, P.; KELLY, J.R.; DELLA BONA, A. Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. *Dent Mater.* v.29, p.1166-1172, 2013.

CALLISTER, W. Ciência e engenharia de materiais: uma introdução. 5 ed ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 2002.

CHEVALIER, J.; GREMILLARD L. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc.* V.92, n.9, p. 1901-20, 2009.

CHEVALIER J, OLAGNON C, F. G. Subcritical crack growth in 3Y-TZP ceramics: estatic and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc.* v. 82, n. 11, p. 3129–38, 1999.

CORAZZA, P.H.; FEITOSA, S.A.; BORGES, A.L.S.; DELLA BONA, A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater.* v.29, p. 339-347, 2013.

DELLA BONA, A. *Adesão às Cerâmicas*. Artes Médicas Editora. São Paulo, 2009.

DELLA BONA, A; ANUSAVICE, K.J. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int. J. Prosthodont.* v.15, p.159-167, 2002.

DELLA BONA, A.; KELLY, J.R. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, v.139 supl, p. 8S-13S, 2008.

DELLA BONA, A.; MECHOLSKY, Jr.J.J.; ANUSAVICE, K.J. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics, *Dental Mater*, v.20 p. 956-962, 2004.

DELONG, R.; DOUGLAS, W. H. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*, v.62, n.1, p.32-36, 1983.

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

HIDAKA, O.; IWASAKI, M.; SAITO, M.; MORIMOTO, T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res*. v.78, n.7, p.1336-44, 1999.

HEBEL, K.S.; GAJJAR, R.C. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. v.77, n.1, p.28-35, 1997.

HEINTZE, S. D.; ROUSSON, V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont*, v. 23, n. 6, p. 493–502, 2010.

JEMT, T.; KARLSSON, S.; HEDEGARD, B. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. *J Prosthet Dent*, v.42, n.6, p.669-673, 1979.

KARL, M.; FISCHER, H.; GRAEF, F.; WICHMANN, M.G.; TAYLOR, T. D.; HECKMANN, S. M. Structural changes in ceramic veneered three-unit implant-supported restorations as a consequence of static and dynamic loading. *Dent Mater*, v.24, n.4, p. 464-70, 2008.

KARL, M.; GRAEF, F.; TAYLOR, T.; HECKMANN, S.M. In vitro effect cycling on metal-ceramic – and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent*. v.97 n.3, p.137-140, 2007.

KEOUGH, B.E.; KAY, H.B.; SAGER, R.D.; KEEM, E. Clinical performance of scientifically designed, hot isostatic-pressed (HIP'd) zirconia cores in a bilayered all-ceramic system. *Compend Contin Educ Dent*. v. 32, p.58-68, 2011.

KOLBERCK, C.; BEHR, M.; ROSENTRITT, M.; STEIGER, D. HANDEL, G. Fracture force of tooth-tooth- and implant-tooth-supported all ceramic fixed partial dentures using titanium vs. customized zirconia implant abutments. *Clin. Oral Impl. Res*. v.19, p.1049-1053, 2008.

LEE, C.K.; KARL, M.; KELLY, R. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater*, v.25, n.11, p.1419-1425, 2009.

LOHBAUER, U.; KRAMER, N.; PETSCHERT, A.; FRANKERBERG, R. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. *Dent Mater*, v.24, n.1, p. 39-44, 2008.

LOPS, D.; MOSCA, D.; CASENTINI, P.; GHISOLFI, M.; ROMEO, E. Prognosis of zircônia ceramic fixed partial dentures: a 7-year prospective study. *Int J Prosthodont*. v.25, p.21-23, 2012.

MANICONE, P.F.; IOMMETTI, P.R.; RAFFAELLI, L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*. v.3, n.5, p.819-826, 2007.

MIYAZAKI, T.; HOTTA, Y.; KUNII, J.; KURIYAMA S.; TAMAKI, Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater*, v.28, n.1, p.44-56, 2009.

MISCH, C.E. *Implantes Dentários Contemporâneos*. São Paulo Santos; 2000.

OLIVEIRA J.L.; MARTINS L.M.; SANADA J.; OLIVEIRA P.C.; VALLE A.L. The effect of framework design on

fracture resistance of metal-ceramic implant-supported single crowns. *Int J Prosthodont*, v.23, n.4, p.350-2, 2010.

PANADERO, R.; FONT, A.F.; RODRIGUES, J.L.R.; RUIZ, M.G.; HIGHSMITH, J.D.R.; RUIZ, M.F.S. Zirconia versus Metal: a preliminary comparative analysis of ceramic veneer behavior. *Int J Prosthodont*, v.25, n.3, p.294-300,2012.

POGGIO, C.E.; DOSOLI, R.; ERCOLI, C. A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife-edge margins. *J Prosthet Dent*, v.107, n.5, p. 316-21 2012.

PRESTIPINO, V.; INGBER, A. All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *J Esthet Dent*, v.8, n.6, p. 255-62, 1996.

PROESCHEL, P. A.; MORNEBURG, T. Task-dependence of activity/ bite-force relations and its impact on estimation of chewing force from EMG. *J Dent Res*, v.81, n.7, p.464-468, 2002.

QUINN, G.D. *Fractography of ceramics and glazes*. National Institute of standards and technology. Washington, 2007.

RAIGRODSKI, A.J.; HILLSTEAD, M.B.; MENG, G.; CHING, K.H. Survival and complications of zirconia based fixed dental prostheses: A systematic review. *J Prosthet Dent*, v.107, p.170-177, 2012.

RIBEIRO, R.C.; RIBEIRO, D.G.; SEGALLA, J.C.; PINELLI, SILVA, R.H. Próteses implantossuportadas parafusadas x cimentadas: Qual a melhor escolha? *Salusvita*, v.27, n.3, p.371-382, 2008

RINKE, S.; SCHAFFER, S.; LANGE, K.; GERSDORFF, N.; ROEDINGER, M. Practice-based clinical evaluation of metal-ceramic and moar crowns: 3-year results. *J Oral Rehabil*, v.40, n.3, p.228-37, 2013.

RITTER, A. V.; NUNES, M.F Longevity of ceramic inlays/onlays: Part II. *J Esthet Restor Dent*, v.15, n.1, p.60-63, 2003.

ROSENTRITT, M.; STEIGER, D. BEHR, M.; HANDEL, G.; KOLBERCK, C. Influence of substructure desing and spacer settings on the in vitro performance os molar zirconia crowns. *J Dent*. v.37, p.978-983, 2009.

SCHWARZ, S.; SCHRÖDER, C.; HASSEL, A.; BÖMICKE, W.; RAMMELSBERG, P. Survival and chipping of zirconia-based and metal-ceramic implant-supported single crowns. *Clin Impl Dent Rel Res*. n.14, v.1, p. 119–25, 2012.

SCHMITT, J.; WICHMANN M.; HOLST S.; REICH S. Restoring severely compromised anterior teeth with zirconia crowns and feather-edged margin preparations: a 3-year follow-up of a prospective clinical trial, *Int. J. Prosthodont*. n.23, p.107, 2010.

SILVEIRA, J.B. *Preparação e caracterização de resina epóxi transparente dopada com nanoestruturas semicondutoras de CdS*, 2009. Dissertação (Mestrado em Ciência dos Materiais) - UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA, Departamento de Física e Química, Ilha Solteira – SP, 2009.

TORRADO, E; ERCOLI, C.; AI MARDINI, M.; GRASER G.N.; TALLENTS, R.H.; CORDARO, L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. v.91 n.6, p.532-7, 2004.

Vita Manual de instruções - VITA Zahnfabrik – Germany).
In: www.vita-zahnfabrik.com.

WIEDERHORN, S.M. Influence of Water Vapor on Crack Propagation in Soda-Lime Glass. *J. Am. Ceram. Soc.* v.50, p.407-414, 1967.

Wiskott, H. W.; Nicholls, J. I.; Belser, U. C. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont*, v.8, n.2, p. 105-16, 1995.

YILDIRIM, M.; EDELHOFFf, D.; HANISCH, O.; SPIEKERMANN, H. Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent*, v.20, n.1, p.81-91, 2000.

ZARONE, F.; SORRENTINO, R.; TRAINI, T.; DI LORIO, D.; CAPUTI, S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographics analysis. *Dent Mater*, v.23, n.3, p.296-301, 2007.

CP#	Carga Max (N)	# fragmentos	Local e tipo de Fratura	Obs EM	Obs MEV
13	2455	5	Lascamento oclusal até o metal		
14	2577	2	Lascamento oclusal até o metal		
15	2976	3	Lascamento oclusal até o metal		
16	2754	3	Lascamento da porcelana apartir da oclusal até o metal		
17	2133	4	Lascamento da porcelana apartir da oclusal até o metal		
18	1790	4	Lascamento da porcelana apartir da oclusal até o metal		
19	2025	3		Lascamento oclusal até o metal	
20	2629	6	Lascamento da porcelana apartir da oclusal até o metal		
21	2895	5		Lascamento oclusal até o metal	
22	2444	5	Lascamento da porcelana apartir da oclusal até o metal		
23	1350	4	Lascamento cervical * cimentado provisório		
24	3064	8	Lascamento oclusal até o metal		

Grupo MCc – Metal cerâmica cimentada

CP#	Carga Max (N)	# fragmentos	Local e tipo de Fratura	Obs EM	Obs MEV
25	2455	5	Lascamento oclusal até o metal		
26	2577	2	Lascamento oclusal até o metal		
27	2976	3	Lascamento oclusal até o metal		
28	2754	3	Lascamento da porcelana apartir da oclusal até o metal		
29	2133	4	Lascamento da porcelana apartir da oclusal até o metal		
30	1790	4	Lascamento da porcelana apartir da oclusal até o metal		
31	2025	3		Lascamento oclusal até o metal	
32	2629	6	Lascamento da porcelana apartir da oclusal até o metal		
33	2895	5		Lascamento oclusal até o metal	
34	2444	5	Lascamento da porcelana apartir da oclusal até o metal		
35	1350	4	Lascamento cervical * cimentado provisório		
36	3064	8	Lascamento oclusal até o metal		

Grupo YZc – Zirconia cimentada

CP#	Carga Max (N)	# fragmentos	Local e tipo de Fratura	Obs EM	Obs MEV
37	2000	2		Lascamento da porcelana oclusal	
38	2621	8	Fratura catastrófica da Infraestrutura		
39	1790	3		Fratura catastrófica da Infraestrutura	
40	1643	5	Fratura catastrófica da Infraestrutura		
41	1651	8	Fratura catastrófica da Infraestrutura		
42	1733	9	Fratura catastrófica da Infraestrutura		
43	2643	3	Fratura catastrófica da Infraestrutura		
44	2117	1	Lascamento da porcelana oclusal		
45	1975	4	Fratura catastrófica da Infraestrutura		
46	2485	4	Fratura catastrófica da Infraestrutura		
47	2901	4	Lascamento da porcelana oclusal		
48	3305	4	Fratura catastrófica da Infraestrutura		

ARTIGO SUBMETIDO

Influência da abertura oclusal na resistência à fratura de restaurações cerâmicas implanto-suportadas.²

Resumo:

Objetivos: avaliar a influência da abertura oclusal na resistência a fratura de coroas unitárias implanto-suportadas com IE em zircônia (YZ) ou metal (MC) e fixadas por parafuso ou por cimentação.

Métodos: Quatro grupos experimentais (n=12) foram avaliados: YZc e MCc- Coroas YZ e MC cimentadas e testadas sob carga de compressão; YZs e MCs- Coroas YZ e MC parafusadas e testadas sob carga de compressão. Após a fratura, as amostras foram analisadas para determinar a origem da falha. Os dados passaram pelos testes de normalidade e variância. Assim, foi realizada análise de variância (ANOVA) de dois fatores (material e fixação), com $\alpha = 0,05$.

Resultados: O tipo de fixação das coroas, cimentação ou aparafusamento, influencia na resistência das mesmas quando submetidas a carga compressiva, sendo que os grupos YZc e MCc apresentaram resistência a

² Identificação do autor

carga de fratura superior aos grupos parafusados. O tipo de material da IE, Y-TZP ou metálica, não influencia no que se refere a resistência das coroas, assim como também não tem relação com o tipo de fixação das coroas. Conclui-se que a abertura oclusal influencia negativamente na carga máxima de fratura de coroas implanto-suportadas com IE em Y-TZP ou metálica, confirmando a hipótese experimental.

Palavras-chave:

Dental Prosthesis Retention/methods*

Dental Prosthesis, Implant-Supported*

Dental Veneers*

Yttrium/chemistry*

Zirconium/chemistry*

Abstract:

Influence of occlusal opening in the fracture resistance of implant-supported ceramic restorations ²

This study aims to evaluate the influence of occlusal opening in the fracture resistance of implant-supported crowns with zirconia (YZ) and metal (MC) infrastructure (IE), screw-retained or cemented. The IEs were porcelain veneered. Four experimental groups (n = 12) were evaluated: YZc and MCc - cemented YZ and MC crowns; and

YZs and MCs - screw-retained YZ and MC crowns. All crowns were tested under compressive load to failure in 37°C distilled water. Fractured surfaces were examined to determine the crack origin. The maximal fracture loads were evaluated using two-way analysis of variance (ANOVA) and Tuckey ($\alpha = 0.05$). The type of crown fixation (cementation or screw-retained) influenced the fracture resistance. MCc and YZc groups had greater mean values than the screw-retained groups. The material IE (Y-TZP or metal) did not influence the resistance of the crowns. In conclusion, the occlusal opening showed a negative influence on the maximum fracture load of crowns, irrespective to the IE material type, confirming the study hypothesis.

Key words:

Dental Prosthesis, Implant-Supported, porcelain fused to metal, zirconia, fractography

Texto do artigo

INTRODUÇÃO:

Os implantes dentários são uma modalidade efetiva de tratamento reabilitador devido ao sucesso clínico e biológico da osseointegração.¹ O tratamento restaurador para a perda de um único dente tornou-se frequente e importante na odontologia moderna. Coroas unitárias sobre implantes são uma alternativa terapêutica na substituição de um elemento dental perdido.² A transparência do

tecido gengival de pouca espessura na região cervico-vestibular de restaurações cerâmicas com infraestrutura em metal sobre implantes pode resultar em aparência desagradável de cor acinzentada.³ O aumento da demanda estética também induziu à fabricação de restaurações livres de metal e a ampla utilização de materiais cerâmicos. O uso da zircônia policristalina tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP) como material de infraestrutura para próteses fixas totalmente cerâmicas foi impulsionado pela introdução da tecnologia CAD-CAM (*computer aided design - computer aided machining*) na Odontologia. Essa cerâmica apresenta um comportamento mecânico superior ao observado pelas demais cerâmicas odontológicas, sendo atualmente o material de escolha para a confecção de restaurações submetidas à alta concentração de tensões.⁴ As cerâmicas policristalinas, como a Y-TZP, podem ser utilizadas como componentes para implantes dentários, como infraestrutura para coroas unitárias e próteses parciais fixas totalmente cerâmicas na região anterior e posterior.⁵ Nesse contexto, o uso dessa cerâmica em restaurações protéticas sobre implantes dentais osseointegrados tornou-se clinicamente frequente nos consultórios odontológicos.

A seleção da opção protética é baseada na análise de vários fatores relacionados ao desempenho clínico das próteses e às expectativas do paciente, tais como: reversibilidade; passividade; retenção; oclusão; estética e custo financeiro. Esses princípios devem ser levados em consideração quando da escolha do tipo de retenção da prótese: parafusada ou cimentada¹.

A retenção de uma prótese implanto-suportada é um fator importante que irá influenciar na longevidade do trabalho reabilitador.⁶ As próteses cimentadas sofrem influência de vários fatores tais como: área da superfície e angulações do preparo, altura do pilar, rugosidade superficial do pilar e da parte interna da coroa, imbricamento mecânica e características do cimento.⁷ Já o princípio da reversibilidade, que possibilita a remoção e reinserção da restauração sem prejudicá-la, é considerado, por muitos autores, como uma das vantagens das próteses parafusadas quando comparadas com as próteses cimentadas.⁸⁻¹⁰ Porém, devido a descontinuidade oclusal desse tipo de prótese, um problema relatado é a diminuição da resistência do material restaurador.¹¹⁻¹⁵ Tal descontinuidade oclusal da cerâmica pode ser a origem de lascamentos da porcelana e fraturas catastróficas.¹³⁻¹⁵

A proposta desse estudo foi avaliar a influência da abertura oclusal utilizada para o acesso do parafuso em coroas implanto-suportadas na resistência à fratura dessas restaurações, testando a hipótese de que as coroas com abertura oclusal (parafusadas) suportam menor carga máxima de fratura.

Para dar uma resposta a esta questão, o exercício da ciência através de testes *in vitro* foi realizado, seguindo os padrões e normativas a seguir discriminados. A escassez de informações científicas sobre o assunto, em especial utilizando coroas unitárias parafusadas totalmente cerâmicas sobre implantes, foi o que motivou a investigação e desenvolvimento desse trabalho.

MATERIAIS E MÉTODOS:

O delineamento experimental está esquematicamente apresentado na figura 1.

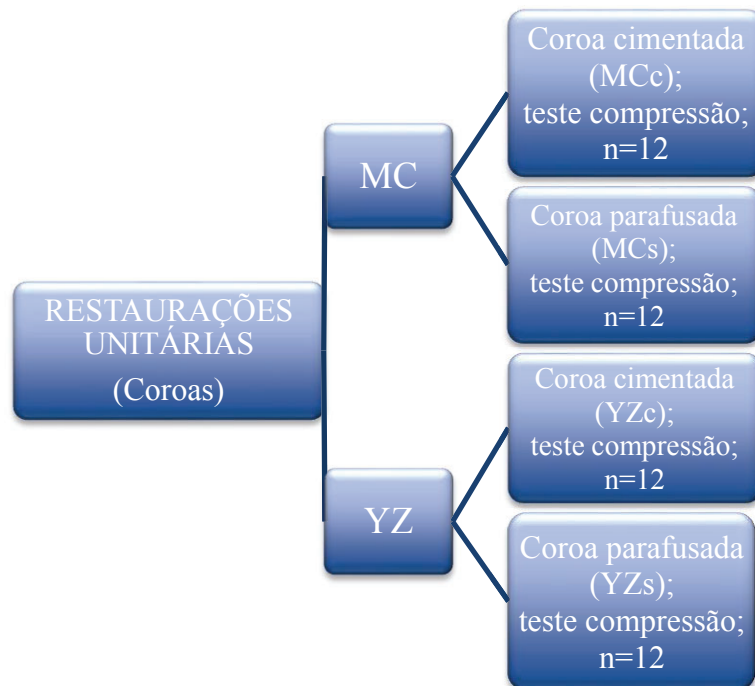


Figura 1. Desenho esquemático do experimento

Foram fabricadas 12 bases (matrizes ou estações) utilizando um compósito de resina epóxi com fibra de algodão e vidro (G10). Sobre cada estação perfurada foi instalado um implante cone morse

(Ar Torque NP, Conexão, Arujá, SP, Brasil) com 4 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento. Cada implante foi untado com resina epóxi auto-polimerizável FiberGlass® e posicionado no interior da perfuração deixando-o 1 mm abaixo da superfície da base, conforme preconizado pelo fabricante para procedimentos clínicos. Foi aguardado 24 h.

Para a realização dos testes, foi desenvolvido um pilar sólido com rosca interna (Conexão Sistemas de Prótese LTDA, Arujá, SP, Brasil) de forma que sobre o mesmo existisse a possibilidade de fixar as coroas através da cimentação ou aparafusamento.

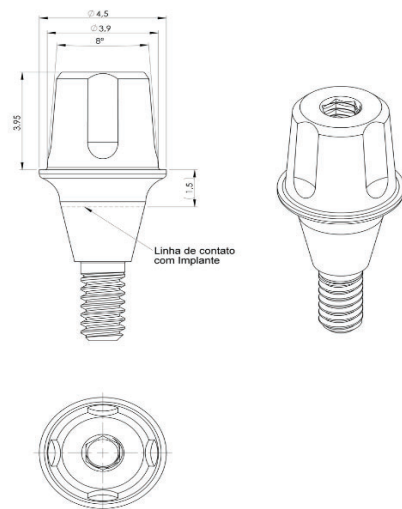


Figura 2. Projeto gráfico do pilar personalizado desenvolvido pela Conexão.

Os pilares foram instalados com a utilização da chave 1,17 (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, SP, Brasil) e firmados em posição com torque final de 20 N/cm², recomendado pelo fabricante.

Dos 24 pilares utilizados, 12 foram inicialmente utilizados na confecção de 12 bases (um pilar em cada base) que suportaram 24 coroas fixas parafusadas (12 em Y-TZP e 12 em MC), ou seja, cada base foi usada para testar 2 coroas fixas parafusadas. Após, os pilares foram novamente utilizados nos grupos cimentados para o teste de mais 24 coroas fixas (12 em Y-TZP e 12 em MC), necessariamente nesta ordem pois os pilares após a cimentação, não puderam mais ser reaproveitados.

As 12 estações serviram para todos os testes experimentais, sendo trocados apenas os pilares protéticos sobre os quais foram fixadas as coroas protéticas (Fig. 3).



Figura 3. Base com pilar instalado no implante.

As bases com os pilares instalados sobre os implantes foram escaneadas pelo Escaner Tecnodrill (Novo Hamburgo, RS, Brasil). Com base nas imagens capturadas, a interface gráfica gerou uma imagem tridimensional da estação com o pilar sobre a qual a IE (7 mm de diâmetro méso-distal) foi construída. As coroas, tanto cimentadas quanto parafusadas, foram desenhadas com a espessura mínima das paredes da IE de 0,5 mm, TOC de 8°, e uma espessura final de 1,2 mm nas paredes axiais e oclusais.



Figura 4. Coroa com infraestrutura em Y-TZP e a porcelana (VM9, Vita Zanhfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) finalizada.

Os grupos controles foram coroas metalocerâmicas (MC) sendo a IE construída em liga a base de NiCr, com o mesmo desenho descrito para as coroas em cerâmica pura. A fabricação da IE metálica ocorreu pelo método de fresagem por CAD/CAM usando o mesmo arquivo de CAD utilizado para fabricar as IE de cerâmica, porém ao contrário do grupo das cerâmicas puras, foi utilizado discos em cera sem magnificação na imagem do CAD, para posterior fundição pela técnica da cera perdida. Desta forma foram obtidos padrões em cera absolutamente iguais as IEs de zircônia sinterizada.



Figura 5. Coroa com IE em metal e cobertura com porcelana VM13 (Vita Zanhfabrik, Bad Sackingen, Alemanha).

As coroas do grupo cimentadas foram fixadas sobre o pilar com o cimento RelyX U200 clicker (3M ESPE, St Paul, EUA). Já As

coroas com abertura oclusal foram fixadas com parafuso hexagonal do pilar Esteticone/Stardard de 1,2 mm, com torque de 10 N, utilizando chave hexagonal de 1,2 mm conforme indicação do fabricante.

Todas as coroas foram testadas em água destilada a 37°C sob carga compressiva monotônica, aplicada no centro da coroa por meio de um pistão de aço com ponta arredondada de 6 mm de diâmetro, acionado por uma máquina universal de ensaios (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com velocidade de 0,5 mm/min até a fratura (em N).

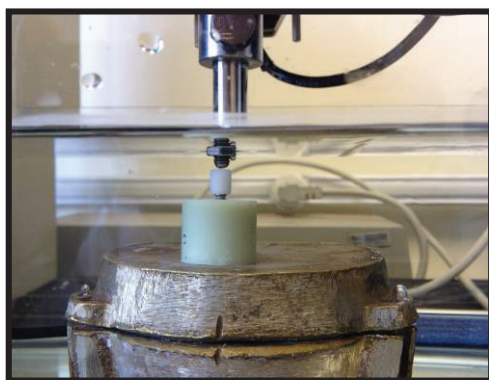


Figura 6. Pistão com ponta arredondada aplicando carga compressiva no centro da superfície oclusal da coroa.

Todas as coroas testadas foram fotografadas com máquina fotográfica NIKON D90, com lente Macro Nikon 105 mm e flash R1C1, e avaliadas em estereomicroscópio registrando o padrão de fratura. Algumas coroas fraturadas foram observadas em MEV para definir detalhes da origem das fraturas.

RESULTADOS

O tipo do material de IE, zircônia (YZ) ou metal (MC), não mostrou diferença estatisticamente significativa quanto a carga máxima de fratura (tabela 1).

Tabela 1. Valores médios (desvio-padrão) (em N) da carga máxima de fratura para os fatores material de infraestrutura.

Material de Infraestrutura	
YZ	MC
1585 (795) a	1744 (929) a

*Médias seguidas por letras iguais na linha não tem diferença estatística ($p \geq 0,05$).

O fator tipo de fixação (Tabela 2) mostrou diferença estatística significativa, sendo que os grupos cimentados (C) apresentaram carga de fratura superior aos grupos parafusados (S) ($p < 0,001$).

Tabela 1.2. Valores de média (desvio-padrão) (em N) para os fatores tipo de fixação (C ou S).

Tipo de Fixação	
Cimentação (C)	Parafuso (S)
2380 (493) a	949 (443) b

*Médias seguidas por letras iguais na linha não tem diferença estatística ($p \geq 0,05$).

A Interação dos valores médios de carga de fratura e seus agrupamentos estatísticos estão apresentados na tabela 3.

Tabela 3. Valores de média (desvio-padrão) para a interação entre os tipos de fixação e infraestrutura.

Interação			
YZs	YZc	MCs	MCc
932 (309) b	2424 (514) a	967 (560) b	2239 (543) a

*Médias seguidas por letras iguais na linha não tem diferença estatística ($p \geq 0,05$).

No grupo das coroas parafusadas com infraestrutura em zircônia (YZs), sete (58,33%) coroas fraturaram sob carga compressiva superior a 1000 N. O lascamento na região cervical envolvendo a infraestrutura de zircônia foi observado em 7 coroas (Fig. 7) enquanto 5 coroas fraturaram com envolvimento da porção oclusal.

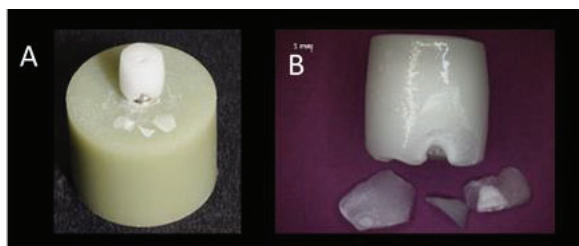


Fig. 7. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento cervical com comprometimento da IE. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e os fragmentos (6,5x).

O grupo das coroas parafusadas com infraestrutura em metal (MCs) apresentou 100% de fratura da porcelana. Quatro (33,3%) coroas desse grupo fraturaram sob carga compressiva acima de 1000 N e em todas essas a fratura se propagou até a IE metálica. Oito coroas

lascaram na região cervical sem comprometer a integridade da porcelana na abertura oclusal para acesso do parafuso. A fratura da porcelana oclusal ocorreu em quatro coroas, sendo que em uma delas houve uma delaminação a partir da região da carga (oclusal) até a margem cervical da coroa (Fig. 8).

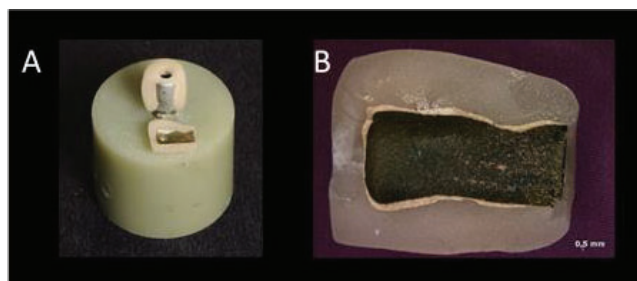


Fig. 8. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu delaminação da porcelana. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando o fragmento com a camada de opaco totalmente aderida a porcelana (10x).

O grupo das coroas cimentadas com infraestrutura metálica (MCc) apresentou uma alta tendência do número de fragmentos aumentar com o aumento da carga máxima de fratura. Todas (100%) as coroas fraturaram por lascamento da porcelana a partir da região oclusal, propagando-se até a IE e região cervical e sob carga compressiva acima de 1000 N (Fig. 9).

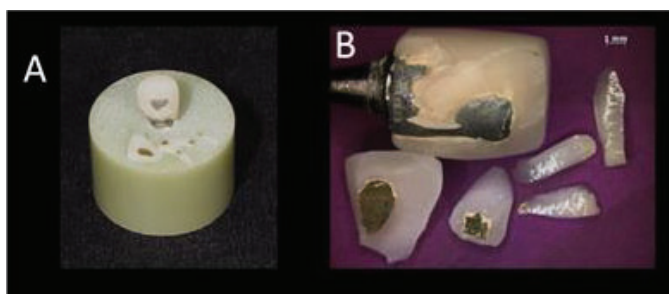


Fig. 9. A- Imagem da coroa testada até a carga de fratura onde ocorreu lascamento da porcelana com exposição da IE metálica. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e os fragmentos (6,5x).

O grupo das coroas cimentadas com infraestrutura em zircônia (YZc) não apresentou uma correlação direta do número de fragmentos com o aumento da carga aplicada, expressando uma baixa tendência para essa equação. Esse grupo obteve uma média de 4,6 fragmentos por CP. Todas (100%) as coroas fraturaram sob carga compressiva acima de 1500 N. Nove (75%) coroas fraturaram catastróficamente (Fig. 10) e três (25%) coroas sofreram lascamento da porcelana na região oclusal.

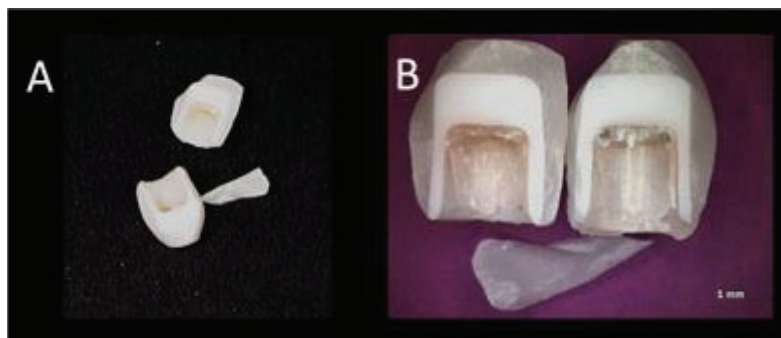


Fig. 10. A- Imagem da coroa testada até a fratura catastrófica. B- Imagem de estereomicroscópio evidenciando a fratura e os fragmentos (6,5x).

DISCUSSÃO

O presente estudo *in vitro* demonstrou que as restaurações unitárias sobre implantes apresentam valores de resistência à fratura superiores ao exigido pelo ato mastigatório independente do material de infraestrutura ou do tipo de fixação.

Para se chegar a tais valores foi realizado testes de compressão. Esse método é considerado o mais adequado para avaliar a resistência a fraturas de coroas ou PPFs *in vitro*.¹⁶

A literatura relata uma força mastigatória média de 220 N para a região posterior ¹⁷ e valores de 1181 N no caso de hábito parafuncional.¹⁸

Em nosso trabalho, o menor valor de resistência (315N) à carga compressiva monotônica foi obtido por uma coroa parafusada com infraestrutura em YTZP (grupo YZs), porém esse valor é superior a média de força do ato mastigatório descrita pela literatura.¹⁹ Já a média de resistência à fratura no grupo YZs foi de 931,66.

A pesquisa ora findada também nos revela que a resistência a fratura das coroas testadas é estatisticamente influenciada pelo tipo de fixação das mesmas. Quando comparadas as coroas parafusadas com as cimentadas, independente da IE, ficou evidente que as cimentadas apresentam valores maiores de resistência.

Confirmando nosso trabalho, um estudo foi realizado com PPFs de 5 elementos tendo como antagonistas três blocos cerâmicos que faziam múltiplos contatos com a PPF na região de pilar, não havendo carga nos pânticos. Os autores observaram que houve diferença estatisticamente significativa quando se comparou o número de lascas da cerâmica entre as próteses cimentadas e parafusadas,

concluindo que a ausência do orifício de acesso ao parafuso permite uma maior estabilização da cerâmica.¹³

A figura 11 mostra as diferentes resistências alcançadas pelos corpos de prova de acordo com o tipo de fixação.

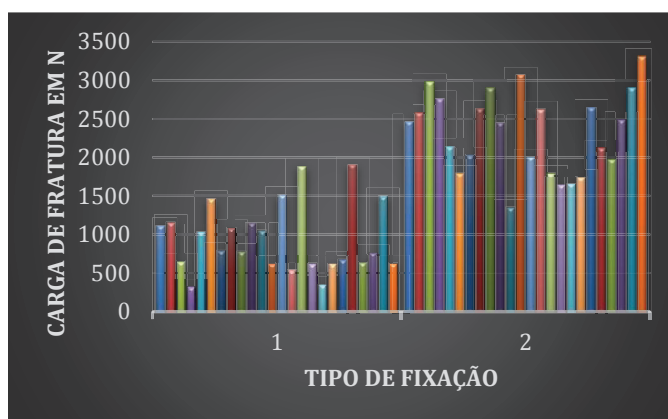


Figura 11 - Tipo de fixação 1 = Coroas Parafusadas e Tipo 2 = Coroas Cimentadas.

Quando comparado os dois tipos de infraestruturas, zircônia ou metal, não foi encontrado diferenças estatísticas quanto a resistência das coroas.

Na Figura 12 é possível observar que em uma ordem crescente de resistência à fratura, quando comparados os dois tipos de IE, os valores dos pares se tornam muito próximos, demonstrando sua semelhança já confirmada pela estatística.

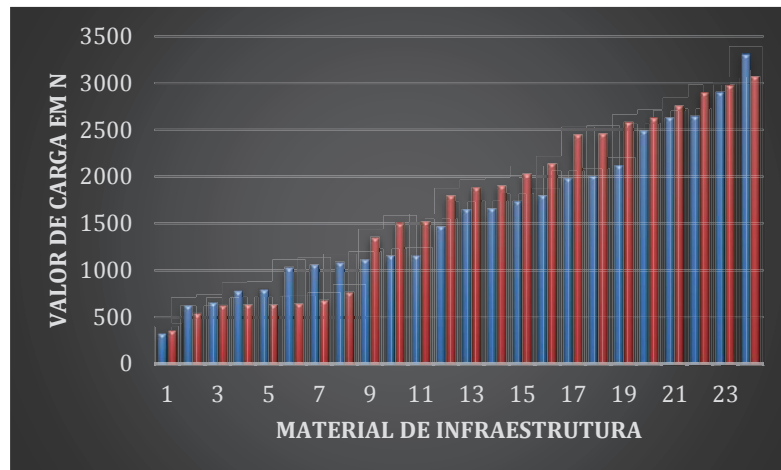


Figura 12. As colunas azuis indicam as IE em YZ e as colunas vermelhas indicam as IE em M.

Comparadas às restaurações com IE metálicas, as restaurações com IE de zircônia fraturam sob valores menores de cargas estáticas e as fraturas ocorrem mais frequentemente no interior da porcelana. Porcelanas sobre IE metálicas resistem a cargas estáticas maiores e a fratura ocorre na interface metal/porcelana.²⁰

As coroas parafusadas totalmente cerâmicas sofreram lascamento em 91,6% dos corpos testados enquanto que 100% das coroas parafusadas com infraestrutura metálica sofreram lascamentos da porcelana até atingir o metal.

É possível observar no grupo YZc um número expressivo de fratura catastrófica das coroas testadas (75%). Tais fraturas ocorreram sob forças de compressão acima de 1600 N. Esse valor encontra-se muito acima dos registrados em estudos envolvendo a mastigação fisiológica. Não podemos afirmar o quanto tal resistência é favorável no desempenho do conjunto prótese/implante/osso, dessa forma mais estudos se fazem necessário nessa seara. Como consequência da fratura catastrófica desse tipo de restauração é impossível realizar qualquer tipo de reparo nessa coroa a fim de devolvê-la ao paciente, dessa forma impera a necessidade de confeccionar uma nova prótese.

A partir dos valores de resistência à fratura obtidos, em especial das restaurações cimentadas em YTZP, podemos sugerir a sua indicação clínica para os cirurgiões dentistas no tratamento reabilitador. A longevidade dessas coroas totalmente cerâmicas sobre implantes, embora não existam muitos resultados disponíveis, estudos envolvendo coroas com infraestrutura em zircônia em dentes anteriores severamente destruídos foram avaliadas por 3 anos e mostraram um índice de sobrevida de 100%.²¹ Outro estudo avaliou 102 coroas em dentes anteriores e posteriores com um período médio

de avaliação de 20,9 meses e não foi reportado qualquer fratura da infraestrutura.²²

Quanto a seleção do tipo de fixação das restaurações sobre implantes, a partir desse estudo, podemos indicar de acordo com a necessidade estética e funcional ambos os tipos de coroas, sejam elas cimentadas ou parafusadas com infraestrutura em zircônia ou metal porém ressaltando os maiores valores de resistência a fratura para as coroas do tipo cimentadas.

CONCLUSÕES:

A abertura oclusal influencia negativamente na carga máxima de fratura de coroas implanto-suportadas com IE em Y-TZP ou metálica, confirmando a hipótese experimental.

O tipo do material da infraestrutura (zircônia ou metal) não influenciou significativamente na carga máxima de fratura das coroas.

Referências:

1. Ribeiro R, Ribeiro D, Segalla J, Pinelli, Silva R. Próteses implantossuportadas parafusadas x cimentadas: Qual a melhor escolha? *Salusvita*, 2008;27(3):371-382
2. Schwarz S, Schröder C, Hassel A, Bömicke W, Rammelsberg P. Survival and chipping of zirconia-based and metal-

ceramic implant-supported single crowns. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 May;14 Suppl 1:e119-25.

3. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2000 Feb;20(1):81-91

4. Belo Y, Sonza Q, Borba M. Zircônia tetragonal estabilizada por ítria: comportamento mecânico, adesão e longevidade clínica. *Cerâmica*, 2013;59: 633-639

5. Della Bona A. Adesão às Cerâmicas. São Paulo: Artes Médicas Editora, 2009.

6. Mich C. Implante odontológico contemporâneo. São Paulo: Pancast, 1996.

7. Francischone C, Ishikiriyama S, Vasconcelos, L. Próteses parafusadas X próteses cimentadas sobre implantes osseointegrados: vantagens e desvantagens. In: *Odontologia integrada. Atualização multidisciplinar para o clínico e o especialista.* L. Pedro Prim ed. Rio de Janeiro: PS Vanzillotta, Salgado 1999:199–215.

8. Brånemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res.* 1995 Dec;6(4):227-31.

9. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Sep-Oct;18(5):719-28.

10. Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater.* 2007 Mar;23(3):296-301. Epub 2006 Mar 24.
11. Misch CE. *Implantes Dentários Contemporâneos*. São Paulo Santos; 2000.
12. Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2004 Jun;91(6):532-7.
13. Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2007 Mar;97(3):137-40.
14. Karl M, Fischer H, Graef F, Wichmann MG, Taylor TD, Heckmann SM. Structural changes in ceramic veneered three-unit implant-supported restorations as a consequence of static and dynamic loading. *Dent Mater.* 2008 Apr;24(4):464-70. Epub 2007 Jul 31
15. de Oliveira JL, Martins LM, Sanada J, de Oliveira PC, do Valle AL. The effect of framework design on fracture resistance of metal-ceramic implant-supported single crowns. *Int J Prosthodont.* 2010 Jul-Aug;23(4):350-2.
16. Blatz MB, Bergler M, Ozer F, Holst S, Phark JH, Chiche GJ. Bond strength of different veneering ceramics to zirconia and their susceptibility to thermocycling. *Am J Dent.* 2010 Aug;23(4):213-6.

17. Proeschel PA, Morneburg T. Task-dependence of activity/ bite-force relations and its impact on estimation of chewing force from EMG. *J Dent Res.* 2002 Jul;81(7):464-8.
18. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res.* 1999 Jul;78(7):1336-44.
19. Corazza PH, Feitosa SA, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2013 Mar;29(3):339-47. doi: 10.1016/j.dental.2012.12.007. Epub 2013 Jan 17.
20. Augstin-Panadero R, Fons-Font A, Roman-Rodriguez JL, Granell-Ruiz M, del Rio-Highsmith J, Sola-Ruiz MF. Zirconia versus metal: a preliminary comparative analysis of ceramic veneer behavior. *Int J Prosthodont.* 2012 May-Jun;25(3):294-300.
21. Schmitt J, Wichmann M, Holst S, Reich. Restoring severely compromised anterior teeth with zirconia crowns and feather-edged margin preparations: a 3-year follow-up of a prospective clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2010 Mar-Apr;23(2):107-9.
22. Poggio CE, Dosoli R, Ercoli C. A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife-edge margins. *J Prosthet Dent.* 2012 May;107(5):316-21.