UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

Jéssica Monique Lopes Moreno

**Resistência à fratura e análise fractográfica de infraestruturas
de três elementos em zircônia com conectores de diferentes
diâmetros**

BAURU

2017

An abstract, grayscale image showing a hand holding a dental model. The hand is positioned at the top, with fingers gripping the model. The model itself is a complex, curved shape, possibly representing a dental arch or a specific tooth structure. The lighting creates strong highlights and shadows, emphasizing the textures and contours of both the hand and the model.

Jéssica Monique Lopes Moreno

**Resistência à fratura e análise fractográfica de
infraestruturas de três elementos em zircônia com
conectores de diferentes diâmetros**

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti

Coorientador: Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela

**Bauru
2017**

Moreno, Jéssica Monique Lopes

M476r   Resistência à fratura e análise fractográfica de
infraestruturas de três elementos em zircônia com
conectores de diferentes diâmetros / Jéssica
Monique Lopes Moreno – Bauru, 2017.

82 p. : il. ; 31cm

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de
Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Paulo César Rodrigues
Conti

Autorizo exclusivamente para fins acadêmicos e
científicos, a reprodução total ou parcial desta
dissertação por processos fotocopiadores e outros
meios eletrônicos.

Assinatura:

Folha de Aprovação

DEDICATÓRIA

Agradeço a Deus, por tudo o que tenho e por cuidar e amparar a mim e aqueles que tanto amo.

Agradeço aos meus pais, pelo amor, paciência, carinho, dedicação, confiança e por estarem comigo na realização de mais um sonho.

Agradeço a minha segunda família, que me acolheu durante essa caminhada de braços abertos e que me ajudou a crescer, me orientando, vocês são vencedores.

AGRADECIMENTOS

Agradeço este trabalho primeiramente a **Deus**, por ser essencial em minha vida, autor do meu destino, meu guia, socorro presente na hora da angústia.

A minha família, por sua capacidade de acreditar em mim. Mãe **Antonia**, seu cuidado e dedicação foi que me deram, em alguns momentos esperança para seguir. Pai **Marcos**, sua presença significou segurança e certeza de que não estou sozinha nessa caminhada. Minha irmã **Bruna**, obrigada por me incentivar, pelas conversas diárias e pelo cuidado e amor com que me zela.

A minha querida e amada avó **Geny** que sempre torceu por mim e me deu seu amor incondicionalmente. Obrigada vizinha e ao meu avô **Alcides**, obrigada vô por tudo.

Aos meus padrinhos **Sandra** e **Isaias** que são meus segundos pais e sempre estiveram comigo em cada uma das minhas vitórias e dos meus sonhos.

A minha segunda família que me cuidou em todos os dias difíceis e felizes que estive comigo e me ajudou a chegar ao fim dessa jornada, muito obrigada **Rita Videla, Raul Videla, Raul Videla Filho, Ricardo Videla, João Videla**.

Ao meu companheiro **Rômulo Videla** que estive comigo lado a lado nesses dois últimos anos. Com muito amor e carinho agradeço toda a sua dedicação e cuidado com que sempre me zelou.

A todos aqueles que de alguma forma estiveram e estão próximos a mim, fazendo esta vida valer cada vez mais a pena, meus amigos em especial o melhor deles **João Alexandre** e toda sua família, meus primos **Wesley Moreno** e **Simone Alves**, que tanto torceram e se dedicaram a mim, todos aqueles que seguiram comigo essa trajetória e moram dentro do meu coração, vocês foram imprescindíveis!

Aos meus queridos parceiros de clínica e do mestrado **Ana Paula, Camila, Cindy, Cristiane, Dyna Mara, Ernesto, Leadiane e Samira**, que com muita

paciência caminharam ao meu lado durante esses dois anos, se dedicaram e se esforçaram para ser e me fazer sempre melhor. Muito obrigada.

Aos meus queridíssimos amigos, que levo sempre com muito carinho no meu coração **Rosana, Paulo** e **Carolina** que o amor é tão imenso e intenso.
Obrigada

Ao Professor Doutor **Wellington Cardoso Bonachella**. Companheiro de caminhada ao longo desse curso. Eu posso dizer que a minha formação, inclusive pessoal, não teria sido a mesma sem sua pessoa, obrigada por me orientar.

A todos os **Professores do Departamento de Prótese**, em especial e com muito carinho Professor **Pegoraro**, Professor **Paulo Conti**, Professor **Accácio**, Professor **Pedro**, Professor **Rubo**, Professora **Ana Lúcia**, Professora **Lucimar**, Professor **Estevan** vocês foram tão importantes na minha vida que a conclusão desta etapa e deste trabalho, não seria possível sem vocês.

Aos meus pacientes que tiveram paciência, me tratando sempre com muito carinho, vocês foram fundamentais na minha formação.

Aos funcionários que tanto me ajudaram a trabalhar, em especial **Hebe, Cleusinha** e **Débora**.

Agradeço a **CAPES**, pela concessão da bolsa de estudos, que muito me ajudou durante este curso.

Agradeço ao **Mundo** por mudar as coisas, por nunca as fazer serem da mesma forma, pois assim não teríamos o que pesquisar o que descobrir, e o que fazer, pois através disto consegui concluir minha monografia.

“O caminho que eu escolhi é o do amor. Não importam as dores, as angústias, nem as decepções que vou ter que encarar. Escolhi ser verdadeira. No meu caminho, o abraço é apertado, o aperto de mão é sincero. Por isso, não estranhe à minha maneira de sorrir e de te desejar tanto bem. Eu sou aquela pessoa que acredita no bem, que vive no bem e que anseia o bem. É assim que eu enxergo a vida e é assim que eu acredito que vale a pena viver. “

Clarice Lispector

Eternos Poetas

RESUMO

Atualmente as coroas livres de metal, são largamente utilizadas por suas propriedades físicas e biológicas que se assemelham as dos metais, considerado padrão ouro, e sua qualidade estética. Também existe um grande crescimento quanto ao uso dos implantes osseointegrados. A zircônia estabilizada por ítrio é uma das principais infraestruturas de próteses parciais fixas sobre implantes possuir inúmeras características positivas quanto à resistência flexural e a fratura. Mesmo assim ainda existem falhas desses materiais quanto à fratura dos conectores que são as áreas mais frágeis desse sistema. Sendo assim o objetivo desse trabalho foi testar a resistência à fratura de infraestruturas de três elementos (segundo pré-molar a segundo molar) quando parafusadas sobre minipilares na mesma altura, tendo como resultados conectores menos espessos e alturas diferentes conferindo-lhes assim a característica de aumentar a espessura dos conectores. Quando os conectores tem sua espessura aumentada há também um aumento significativo de sua resistência. E quando analisamos fractograficamente essas infraestruturas após a fratura, percebe-se que há pouquíssimos poros e impurezas nesses materiais sendo essas características responsáveis por dar maior resistência a esse material. Estudos ainda necessitam ser feito para avaliar o prejuízo de se ter um conector com espessuras maiores, mas esse trabalho foi promissor em relação às características intrínsecas de infraestrutura de zircônia (Zirconzan®) e sua resistência quando analisadas sobre microscopia eletrônica de varredura e sua resistência quando submetidas as forças de fratura em máquina de ensaio.

Palavras-chave: Cerâmica. Microscopia Eletrônica de Varredura. Projeto Auxiliado por Computador. Infraestrutura. Zircônio.

ABSTRACT

Resistance to fracture and factorial analysis of three-zirconia infrastructures with connectors of different diameters

Currently, metal free crowns, are being widely used for its physical and biological properties that resemble those of metals and their aesthetic quality as well as the increasing use of dental implants. Zirconia stabilized with yttrium, it is a major infrastructure FPDs implant for its numerous flexural strength characteristics and fracture. Nevertheless there are still shortcomings of these materials as the fracture of the connectors that are the weakest areas of the system. Therefore the aim of this study was to test the resistance to fracture of these infrastructures of three elements (second pre molar to second molar) when screwed on minipilares at the same height and different heights, thus giving them the characteristic of increasing the thickness of the connectors. When the connectors has its increased thickness there is also a significant increase in its resistance. And when we analyze these fractograficamente infrastructure after fracture realized that there are very few pores in these materials and this feature responsible for giving greater resistance to this material. Studies still need to be made in relation to losses to have a connector with thicker, but this work was promising regarding the intrinsic characteristics Zirconia infrastructure (Zirconzan®) and its resistance when analyzed on scanning electron microscopy and its resistance when submitted forces fracture testing machine.

Keywords: Ceramics. Microscopy, Electron, Scanning. Computer-Aided Design. Infrastructure. Zirconium.

SUMÁRIO

Introdução.....	19
Revisão de Literatura.....	27
Objetivos.....	37
Material e Métodos.....	41
Resultados.....	49
Análise Fractográfica.....	55
Discussão.....	67
Conclusão.....	75
Referências Bibliográficas.....	79

Introdução

1 Introdução

Na atualidade as coroas livres de metal, ou seja, de cerâmica pura estão sendo largamente utilizadas, por ter propriedades satisfatórias como ótima qualidade estética e biológica (Germalmaz D, Ergin S, 2002).

Existem vários tipos de cerâmicas e suas aplicações, como por exemplo, o dissilicato de lítio muito utilizado nas próteses parciais fixas anteriores, onlays, coroas; leucita para onlays; feldspática também para onlays, a principal cerâmica de revestimento, coroas anteriores; alumina (óxido de alumínio) para coroas, próteses parciais fixas anteriores e posteriores, onlays, cerâmica de revestimento; e por fim a zircônia usada para infraestrutura de próteses unitárias ou próteses parciais fixas anteriores e posteriores, para coroas, onlays e intermediário de implantes (Conrad et al., 2007).

Por isso as pesquisas crescem em relação à zircônia e suas propriedades que se assemelham as infraestruturas metálicas (Sailer, I et al.; 2007), por possuir resistência à compressão, flexural e à fratura, e estabilidade em diferentes faixas de temperatura que pode variar da temperatura ambiente onde se encontra na fase monolítica até a temperatura máxima acima de 2.370°C onde se encontra na fase cúbica passando pela fase tetragonal, a qual é otimizada e utilizada na odontologia através de adição de óxidos (Guazzato et al., 2005 e Piconi, Maccauro, 1999).

Quando a zircônia passa por esses processos de aquecimento e resfriamento, torna-se friável e com muitas trincas intrínsecas impossibilitando seu uso na odontologia, entretanto com uma pequena adição de óxidos como, por exemplo, o óxido de ítrio (Y_2O_3), foi possível estabilizar a zircônia em sua fase tetragonal na temperatura ambiente (Guazzato et al., 2005; Sundh, Sjögren, 2006) essa zircônia passa a se chamar Y-TZP (Policristais de zircônia tetragonal estabilizada com ítrio).

Na Odontologia, as cerâmicas a base de zircônia são utilizadas para confecção de pinos intra-radulares (Akgungor et al., 2008), infraestruturas de próteses parciais fixas (PPFs) e de coroas (Sailer et al., 2007), implantes dentários (Gomes, Montero, 2011), brackets ortodônticos (Kittipibul, Godfrey, 1995).

Próteses parciais fixas (PPFs) podem ser fabricadas com cerâmica ou porcelana, fundidas a metais. No entanto, nos últimos anos as cerâmicas estão se tornando os materiais de escolha para os casos onde a estética é uma das principais expectativas (Von Steyern PV, Carlson P, Nilner K., 2005). As PPFs totalmente cerâmicas são fabricadas usando um núcleo cerâmico, por exemplo, alumina filtrada com vidro, óxido de alumínio, dissilicato de lítio, óxido de alumínio densamente sinterizado ou zircônia tetragonal estabilizada com ítrio (Y-TZP). O uso clínico de alta tenacidade e força da Y-TZP em PPFs tem aumentado desde que foi introduzido para a comunidade dental (Qualtrough AJE, Piddock V., 1997; Suárez MJ, Salido MP, Martínez F., 2004). Comparado com o núcleo cerâmico previamente utilizado, o Y-TZP apresenta maior resistência à fratura (9-10MPa), principalmente devido ao mecanismo de transformação de fase induzido pelo estresse (Christel P et al., 1989; Filser F et al., 2001) e, portanto, espera-se maior tempo de sobrevida. Materiais cerâmicos são suscetíveis à fratura sob carga de tração ou flexural e altas tensões, que podem se desenvolver no lado gengival do conector durante carga oclusal (Oh W, Gotzen N, 2002; Oh WS, 2002). Um estudo prévio mostrou que 50% das disfunções do dissilicato de lítio falharam devido a fraturas dos conectores (Taskonak B, Mecholski JJ, 2006). Foi recomendado em outro estudo que, tais falhas das PPFs podem ser evitadas fabricando conectores com altura e largura suficientes e reduzindo as áreas de concentração de tensão (Kelly JR, Test JA, Soresen JA, 1995). Outro fator que diminui a sobrevivência clínica de todas as PPFs em cerâmicas é o crescimento subcrítico da fissura (SCG) (Zhu QS et al., 2003). O SCG é geralmente causado por propagação de fissuras ambientalmente melhorada a níveis de fator de intensidade de tensão (KI), menores do que o fator de intensidade de tensão crítico (KC, também chamado de tenacidade à fratura) (Law BR, 1993; Michalske SM, 1984). O carregamento de baixo nível repetitivo ou de longa duração também pode fazer com que os flocos subcríticos pré-existent cresçam lentamente até que a falha ocorra em um nível de carregamento que é insuficiente para causar falha nas próteses cerâmicas dentárias. Devido aos fatores prejudiciais acima mencionados, a análise de falhas das PPFs de cerâmica suportadas por infraestrutura de Y-TZP é essencial e importante. A

análise de superfície de fratura ou fractografia quantitativa e qualitativa podem ser usadas para identificar as causas.

Essas infraestruturas devem ser posicionadas e parafusadas de maneira pacífica, livre de qualquer estresse, que pode levar a fraturas do pilar, dos parafusos, da infraestrutura e até uma sobrecarga no osso ao redor do implante (Abduo J et al., 2010).

A fabricação das infraestruturas de zircônia para próteses parciais fixas que são apresentadas comercialmente na forma de blocos pré-fabricados se dá através do sistema CAD (Computer Aided Design- Unidade Computadorizada Acessória) CAM (Computer Aided Machine- Unidade Fresadora Acessória), esse sistema é dividido em duas partes onde a primeira faz o escaneamento do molde e do modelo por um programa de computador e a segunda parte faz a fresagem dos blocos de cerâmica pré-fabricados através de um sistema de máquinas de corte (Guazzato et al., 2005). Os blocos de zircônia são pré-sinterizados e então se faz a fresagem, e por fim a sinterização pela queima da zircônia, por isso esse sistema já fresa a zircônia com uma margem de erro de aproximadamente 2,5 vezes maior que o tamanho real da peça porque depois da queima esse tamanho chega ao tamanho real. Esse sistema demonstra uma boa integridade marginal, bem como uma satisfatória adaptação com ou sem aplicação da cerâmica de cobertura (Kohorst et al., 2009; Reich et al., 2005).

O uso do sistema CAD/CAM diminui o tempo de trabalho, consome uma técnica menos difícil e mais precisa, e uma vez que a busca pela estética e consequentemente pelos materiais estéticos, tem aumentado o uso desse sistema, e hoje existe um acesso maior e cada vez mais rápido e mais preciso (Al-Fadda SA, 2007)

Para o uso da zircônia na região posterior, região de molares, e outras regiões onde haverá forças excessivas ou maiores pontos de forças, estudam a capacidade da zircônia de atuar nesses locais sem sofrer fraturas e ter uma taxa de sobrevivência elevada, assim além dos estudos sobre sua fabricação, sinterização e queima, estudamos também através de investigações recentes o tamanho ideal da altura e largura dos conectores, esses estudos estão abrindo portas para a entrada da zircônia como outro material de escolhas para coroas

unitárias posteriores ou próteses parciais fixas na região de molares. (Oh W; Anusavice KJ, 2002; Oh W, Gotzen N, 2002)

A região gengival dos conectores das próteses fixas é a região mais suscetível à fratura em todo o sistema (Sundh, Sjögren, 2006; Kilicarslan et al., 2004). Por esta razão, os fabricantes indicam que sejam seguidas medidas mínimas de secção transversal dos conectores de 9 a 16 mm², variando de acordo com o sistema utilizado para que estas próteses possam manter-se resistentes. Além disso, os conectores são recobertos por cerâmica de revestimento, o que aumenta ainda mais a secção transversal dos conectores. Clinicamente, este tamanho mínimo do conector pode causar problemas periodontais e estéticos, além de poder também limitar a indicação deste tipo de prótese, uma vez que é necessário um espaço suficiente para a confecção deste conector (Sailer et al., 2007). Tendo-se a possibilidade de confecção de uma prótese sem a aplicação da cerâmica de cobertura na região inferior dos conectores e dos pânticos, o alcance clínico destas próteses poderiam ser maiores, pois seria possível ganhar alguns milímetros livres nessa região.

Com o objetivo de avaliar fractograficamente as linhas de fratura das infraestruturas de zircônia de três elementos (segundo pré-molar a segundo molar), através da microscopia eletrônica de varredura (MEV), fresadas através do sistema ZirkonZan®, e parafusadas sobre implantes de mesma altura, conferindo-lhes conectores menos espessos e alturas diferentes conferindo-lhes conectores mais espessos, após a fratura por compressão em máquina de ensaio Kratos®, este trabalho visa abordar as características estruturais da zircônia, bem como seu poder de resistência a fratura e força de tensão, visando assim entender melhor o comportamento da zircônia por ser tão rígida e resistente assemelhando-se as infraestruturas metálicas.

Revisão de Literatura

4 Revisão de Literatura

4.1 Prótese livre de metal

Uma revisão sistemática feita por Pjetursson et al., 2007, comparou a taxa de sobrevivência e complicações de coroas simples livres de metais e metalocerâmicas, mostrou em uma meta análise que em cinco anos a taxa de sobrevivência para as coroas livres de metais é de 93,3% e para as metalocerâmicas 95,6% em média. Dentro das cerâmicas puras analisou a partir dos materiais utilizados sendo a taxa de sobrevivência em cinco anos para alumina (Técnica Procera) foi de 96,4%, as coroas de alumina reforçadas por vidro-cerâmicas (Técnica Empress) e coroas inCeram tiveram taxas de 95,4% e 94,5% respectivamente. Uma menor taxa de sobrevivência significativa foi encontrada para as coroas vitro-cerâmicas que foi de 87,5% em cinco anos. Como conclusão as coroas de cerâmica pura quando usadas para dentes anteriores mostrou uma taxa de sobrevivência de cinco anos comparada com as vistas para as coroas metalocerâmicas. Quando usadas para dentes posteriores a taxa de sobrevivência em cinco anos das coroas de alumina sinterizada (94,9%) e as reforçadas com vitro-cerâmica (93,7%) foram similares as obtidas com as coroas metalocerâmicas .

Uma revisão sistemática feita por Sailer et al., 2007, comparou a taxa de sobrevivência e complicações de próteses parciais fixas livres de metais e metalocerâmicas, como resultado mostrou que a taxa de sobrevivência em cinco anos das metalocerâmicas (94,4%) foi significativamente maior que as cerâmicas livre de metal (88,6%). A frequência da fratura do material, seja a infraestrutura ou a cerâmica de revestimento foi significativamente maior para as próteses parciais fixas livre de metal (6,5% e 13,6%) do que para as metalocerâmicas (1,6% e 2,9%). Outras complicações técnicas como perda de retenção e complicações biológicas como cárie e perda da vitalidade pulpar foram parecidas entre os dois tipos de reconstruções após um período de cinco anos de observações. Concluindo que as taxas de sobrevivência para as próteses parciais fixas livres de metal são significativamente menor quando comparadas as PPF metalocerâmicas. As maiores falhas são encontradas nas PPF feitas com vitro-cerâmica ou vitro-cerâmica infiltrada, fratura na

infraestrutura ou na cerâmica de cobertura. Por outro lado quando a zircônia é usada como o material de infraestrutura, as razões da falha são primeiramente biológicas e complicações técnicas exceto fratura da infraestrutura.

Em uma tese feita por Borba, 2010, avaliou o comportamento mecânico de três tipos de cerâmica que são usadas em próteses parciais fixas, são elas a Zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com óxido de ítrio (YZ); cerâmica a base de alumina infiltrada por vidro e reforçada com zircônia (IZ) e alumina policristalina (AL). A YZ obteve maior resistência à flexão, comparada com a IZ e AL que não tiveram diferenças significativas entre si. As PPFs de YZ com um conector de diâmetro de 16 mm² suportam os maiores valores de carga de fratura. Concluiu-se então que a YZ é a que mostra melhor comportamento mecânico.

Um estudo feito por Dittmer et al., 2008 tentou determinar a distribuição de tensões em infraestruturas de próteses parciais fixas de quatro elementos de policristais de zircônia estabilizadas com ítrio (Y-TZP), sob carga oclusal. Então um modelo oclusal de elementos finitos foi construído e uma carga de estresse realizado com uma força de 1630N, aplicada no centro da área do conector do meio. A localização da tensão máxima de tração de acordo com os elementos finitos coincidiu com a origem da fratura de todos os dez espécimes fraturados no estudo in vitro. A tensão máxima de tração em área de conector do meio elevou-se a 633 Mpa. Ela aumentou com a carga aplicada a partir da fase oral para o lado vestibular 648 Mpa e diminui com a carga aplicada a partir da fase oral para o lado lingual 570 Mpa. Estas tensões são da mesma ordem como a resistência à flexão de Y-TZP, determinadas em condições de ensaio de 600-1000 Mpa. O modelo apresentado destina-se a ser utilizado em outros estudos adicionais, incluindo tensões induzidas termicamente durante o revestimento.

4.2 Fratura de conectores

Um estudo feito por OnoderaK.,et al. 2011, mostrou a relação entre o desenho do conector e a resistência a fratura de próteses parciais fixas em cerâmica pura com infraestrutura em zircônia, usou-se uma prótese parcial fixa de três unidades sendo um dente pilar um segundo pré-molar e o outro um

segundo molar e como pântico o primeiro molar mandibular, a área de secção transversal dos conectores foi de 9, 7 e 5 mm². Foi preparada cinco tipos de infraestrutura com as nove possível sendo um total de 45 infraestruturas. As infraestruturas foram cimentadas com cimento adesivo em um suporte pré-projetado de metal. As maiores resistência à fratura foram encontradas nas secções transversais de 9,0 e 7,0 mm² chegando aproximadamente a 880N, esse valor é reconhecido como uma parafunção oclusal. A maioria da fratura ocorria na região entre o pântico e o segundo molar. Então o estudo concluiu que há possibilidade clínica de usar uma infraestrutura de zircônia para uma prótese fixa na região posterior quando seu conector tem uma área transversal de 7,0mm².

4.3 Sistema CAD/CAM

Um estudo feito pelo grupo de França et al., 2015 teve como objetivo comparar a diferença de ajuste das infraestrutura de zircônia fabricada através do sistema CAD/CAM e de infraestrutura de liga de Cobalto-Cromo fabricada de maneira convencional. Para isso quatro grupos de três unidades de infraestrutura de prótese parafusada sobre implante foram fabricados para caber num modelo in vitro com três implantes. Oito infraestruturas foram fabricadas com o CAD/CAM: quatro em zircônia e quatro em cobalto-cromo. Outras oito foram lançados em cobalto-cromo com fabricação convencional, incluindo quatro com pilares pré-usinados e quatro com pilares refratário. O desajuste vertical na interface implante-infraestrutura foi medida com microscopia eletrônica de varredura quando apenas um parafuso foi apertado e quando todos os parafusos foram apertados. Os dados foram analisados com o Mann-Whitney ($\alpha = 0,05$) e Kruskal-Wallis. Não houve diferenças significativas encontradas entre os grupos para as medições passivas gap de ajuste ($P > 0,05$). Então concluíram que quando todos os parafusos foram apertados, as infraestruturas de CAD/CAM apresentaram melhor ajuste e precisão em comparação com as infraestruturas convencionalmente fabricadas. (de França DGB, Morais MHST, das Neves FD, Barbosa GAS, 2015.)

Outro estudo feito por Lins et al., 2015 mostrou que a utilização do sistema CAD/CAM e a introdução de novos sistemas vem crescendo muito e

com isso é necessário evidências científicas para comprovar se esses sistemas realmente tem e dão uma boa adaptação interna e marginal. Logo objetivo deste estudo in vitro foi medir e comparar o grau de desajuste marginal interno de copings de zircônia único fabricado usando três sistemas de CAD/CAM diferentes: Ceramill, Lava 3M, e Neoshape. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os três sistemas ($P > 0,05$). Então concluíram que embora o sistema Lava apresentasse um valor significativamente menor de desajuste interno do que o sistema Neoshape, todos os sistemas apresentaram valores clinicamente aceitáveis de desajuste marginal. (Lins L, Benfica V, Queiroz C, Canabarro A, 2015.). Logo com esses dois trabalhos recentes e mais tantos estudos que estão por vir e que já está bem representado na literatura, o sistema CAD/CAM que é um sistema relativamente novo, tanto cronologicamente quando em tecnologia que é muito bem visto pela odontologia, seu uso vem crescendo e continuará crescendo visto que a adaptação marginal e interna bem como os desajustes dessas peças são pequenos quando comparados com o sistema de fabricação convencional que já conhecemos, isso mostra que esses sistemas são mais eficazes em relação ao tempo e tão eficientes quando outros sistemas convencionais em relação a adaptação da peça sobre implantes ou sobre dentes.

4.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Os materiais usados nas restaurações totais ou parciais na cavidade bucal são frágeis, e tem uma grande desvantagem que são suas falhas catastróficas, sem aviso prévio, processo esse vindo de uma deformação dessas estruturas. Contudo, uma vantagem compensadora desta falta de ductilidade é a análise de falhas facilitada devido à retenção do padrão de fissura original nas superfícies fraturadas.

A análise fractográfica de cerâmicas, vidros e outros materiais frágeis estão bem estabelecidas (Fréchette V., 1990; Rice RW, 1984) e muitos procedimentos têm sido padronizados (West Conshohocken). Isto permitiu a determinação fractográfica da localização e da causa do início da fissura em componentes frágeis fracassados em numerosas aplicações, particularmente nas indústrias de aeronaves (Fuller ER, 1994; Peel CJ, Jones A, 1990) e

automotivas (Danzner R, Hangl M, Paar R., 1997). Análise de falhas utilizando técnicas fractográficas também está se tornando mais amplamente utilizadas no campo biomédico para aplicações como válvulas cardíacas e articulações do quadril artificial (Fréchette V., 1990). Houve alguns estudos fractográficos de restaurações de dentes cerâmicos (Kelly JR., 2000; Thompson JY., 1994), incluindo uma abordagem por Thompson et al. (1994) que aplicaram sistematicamente alguns dos procedimentos em uma das práticas fractográficas padrão. Embora se tenha conseguido sucesso parcial, ficou claro que os materiais dentários representam um conjunto especial de problemas. Uma das razões para a aplicação limitada da fractografia é que muitos materiais dentários, tais como os que são porosos, de grãos grosseiros ou multifásicos, não têm marcas de superfície de fratura claras que são fáceis de interpretar.

Nas imagens obtidas através da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) podemos encontrar cantilever curl, também conhecido como curvatura em consola, resultado do stress flexural. A configuração de carga é representada por setas brancas desenhadas na foto. Uma rachadura começa e cresce perpendicularmente à superfície de tensão de uma amostra ou componente carregado em flexão. À medida que a fissura cresce, ela se aproxima do lado da compressão do espécime, retarda e desvia (mantendo uma relação perpendicular ao campo de tensão), deixando um lábio curvo imediatamente antes da fratura total. Cantilever curl é comum em falhas de barras retangulares usadas para ensaios de força de curvatura, onde é frequentemente usado para determinar rapidamente o lado oposto contém o início da falha.

Figura 1- Fratura de barra retangular, onde a compressão é feita na região simbolizada pelas setas brancas superiores, e a fratura inicia na parte inferior contraria a força aplicada, seguindo uma direção linear, e imediatamente antes da ruptura total há uma leve curvatura seguindo novamente uma linha reta até a falha total. (J.B. Quinn et al., 2005- A ondulação de compressão resulta de uma direcção de mudança de fenda em movimento quando entra num campo de compressão, como nesta vista lateral de uma barra de alumina.)

Outras análises qualitativas usando a MEV são Wake hackles, bolhas presas dentro dos materiais deixando-os mais frágeis; Arrest line, uma linha que indica a propagação da fratura, geralmente existem várias linhas em um único local; Área de Mirror, uma área também conhecido como nebulosa local onde se inicia a fratura, logo esse é contrário a força de compressão.

Objetivos

2. Objetivos

- ✓ Apresentar análise qualitativa da microscopia eletrônica de varredura (MEV) das infraestruturas de zircônia de três elementos parafusadas sobre implantes na mesma altura e em alturas diferentes;
- ✓ Apresentar as características de resistência à fratura das infraestruturas em zircônia;
- ✓ Apresentar características do material como, micro dureza, estabilidade, resistência, força de tensão;

Material e Métodos

3 Materiais e Métodos

3.1 Preparações da amostra

Duas matriz ajustável de aço inoxidável hexagonal com dois implantes (3,75 milímetros x 10 milímetros, SIN, São Paulo, Brasil) região de segundo pré-molar e segundo molar, que são fixados em outra matriz em aço inoxidável, distantes 20mm entre eles, foi usada para construir uma infraestrutura de prótese parcial fixa (PPF) de três elementos (segundo pré-molar a segundo molar sendo o primeiro molar pântico).

A infraestrutura foi fixada diretamente aos implantes com parafusos mini-estheticone do mesmo provedor dos implantes e foram presos a um torque de 20Ncm usando um controlador digital de torque (W & H, Áustria). Então, correspondentes cilíndricos protéticos foram acoplados no contorno da coroa e um modelo de cera foi obtido. O enceramento foi desenhado e um molde de silicona foi preparado (Zetalabor, Zhermack, Itália). O enceramento foi reduzido, seccionados, lançado em liga de Co-Cr (Wiron 88, Bego, Alemanha), soldada, e adaptado à matriz de aço inoxidável. Estes quadros metálicos (Conector mais espesso se encontra nas infraestruturas parafusadas em implantes de diferentes alturas, sendo o conector mesial nas dimensões de altura= 4mm e largura= 3mm e o conector distal nas dimensões de altura= 5mm e largura= 3mm; Conectores menos espessos se encontram nas infraestruturas que foram parafusadas em implantes na mesma altura conferindo-lhes as seguintes dimensões aos conectores mesiais e distais altura= 4mm e largura= 3mm, iguais aos conectores mesiais encontrados nas infraestruturas parafusadas sobre implantes de diferentes alturas) foi usado como um protótipo para fabricar o PPF zircônia CAD / CAM.

3.2 CAD/CAM fabricação da infraestrutura da PPF em zircônia

Novos moldes de silicona (Zetalabor, ZHERMACK, Itália) foram obtidos para os aspectos bucais e linguais da PPF metálica. Em seguida, novos cilindros protéticos pré-fabricados foram ligados, e um contorno completo foi desenvolvido no laboratório, usando uma resina padrão (Pattern Resin, GC

América). Em seguida, o contorno da coroa completo foi verificado no laboratório (Scanner S600 Arti, Zirkonzahn), e os arquivos virtuais obtidos para possíveis modificações. Depois foi acrescentado de 4 a 6% de ítrio nos espaços da zircônia (Prettau, Zirkonzahn; CTE: $10 \times 10^{-6}K$, resistência à flexão: 1000-1200 MPa) foi seccionada e a restauração foi fresada de acordo com as recomendações fornecida pelo fabricante. Em seguida, a versão definitiva foi fixada nos pilares protéticos com um torque de 20Ncm usando o mesmo dispositivo controlador.

3.3 Testes de resistência à fratura

A fim de testar a resistência à fratura dos espécimes, esses foram devidamente parafusados nos implantes de aço inoxidável hexagonal que estavam fixados no bloco de aço maior; colocados na máquina de ensaio universal (Kratos, SP, Brasil; velocidade de cruzeta de 0,5 mm / min), conforme a norma *NBR ISO 7500-1:2004*. A carga foi aplicada a uma porção média oclusal do pântico, e uma ponta metálica com dimensões de 4mm de diâmetro foi rosqueada na parte superior da máquina de ensaio.

Essa ponta foi colocada nos espécimes 1mm acima do centro do pântico e então com a ajuda de um software ligado a máquina de ensaio de compressão essa era acionada e a ponta se movimentava no sentido vertical a 0,5mm/segundo até a ruptura do pântico e então a máquina parava a medição e o software mostrava os valores de força máxima e limite de resistência.

Os testes foram realizados com os primeiros cinco espécimes com os implantes posicionados no mesmo nível, sendo os conectores de largura 3mm por altura de 4mm, e depois com o implante distal posicionado a 3mm acima da margem do bloco de aço, com o objetivo de aumentar a secção do conector distal da infraestrutura, sendo que os cinco espécimes ficaram com uma matriz de altura do conector de 5mm e largura do conector de 3mm e comprimento de ambos os espécime é de 25mm.

Como padrão no teste de fadiga acelerada progressiva, método empregado no presente estudo, fez-se a aplicação de uma carga única até a fratura da infraestrutura.

Essas infraestruturas foram guardadas exatamente como foram fraturadas e uma amostra de cada tipo de infraestrutura, ou seja, aquelas usadas em implantes da mesma altura e implantes em alturas diferentes foram enviadas ao Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, Brasil para avaliação em microscopia de varredura a fim de investigar como ocorreu a fratura nos diferentes espécimes, uma vez que o conector das infraestruturas que foram parafusadas em implantes com alturas diferentes tinha sua secção transversal maior que aqueles conectores das infraestruturas que eram parafusadas em implantes de mesma altura.

Figura 1 – Infraestrutura parafusada com o implantes distal 3mm acima do implante mesial, aumentando assim a espessura dos conectores (5mm x 3mm)

Figura 2 – Infraestrutura parafusada sobre implantes na mesma altura e conectores menos espessos (4mm x 3mm)

Figura 3 e Figura 4 – Início dos testes de fratura das infraestruturas.

Figura 5 e Figura 6 - Fratura dos espécimes

Resultados

5 Resultados

Quadro 1- Valores em N da força de fratura utilizado para a ruptura dos espécimes parafusados sobre implantes de alturas diferentes (conectores de 15 mm² de secção transversal)

Amostra	Identificação das Amostras	Força máxima	Limite de resistência HPa
1	1	2534,08	12,67
2	2	2563,47	12,32
3	3	2198,69	10,99
4	4	2453,66	12,27
5	5	2618,42	13,09
Valor mínimo		2198,69	10,99
Valor máximo		2618,42	13,09
Desvio Padrão		157,1	0,79

Quadro 2 -- Valores em N da força de fratura utilizado para a ruptura dos espécimes parafusados sobre implantes de mesma altura (conectores de 12mm² de secção transversal)

Amostra	Identificação das Amostras	Força máxima	Limite de resistência HPa
1	1	2534,08	12,67
2	2	2563,47	12,32
3	3	2198,69	10,99
4	4	2453,66	12,27
5	5	2618,42	13,09
Valor mínimo		2198,69	10,99
Valor máximo		2618,42	13,09
Desvio Padrão		157,1	0,79

Tabela 1- Força máxima média dos dois grupos de espécimes, resistência à fratura e porcentagem de diferença.

	F_MAX	F_MAX	RESIST	RESIST
	Means	Std.Dev.	Means	Std.Dev.
MAIS	2473,66	164,83	12,27	0,79
MENOS	1665,00	123,35	8,32	0,62
% de diferença	48,6		47,4	

MAIS- Força Máxima Média em Newton dos corpos de prova com maior diâmetro do conector

MENOS- Força Máxima Média em Newton dos corpos de prova com menor diâmetro do conector;

Tabela 2- Diferença estatística entre os dois grupos estudados.

Grouping: GRUPO (dados.sta)					
Group 1: MAIS : MAIS					
Group 2: MENOS : MENOS					
	Mean	Mean			
	MAIS	MENOS	t-value	df	p
F_MAX	2473,664	1665	8,783001	8	0,0000
RESIST	12,268	8,324	8,812665	8	0,0000

Foi utilizado o Teste T de Student ou apenas Test T porque esse teste é indicado quando existem duas amostras pareadas, ou seja, mesmos sujeitos em dois momentos distintos, com o objetivo de testar se existe diferença entre a média de uma amostra e a média populacional.

Os resultados mostram que quando os espécimes parafusados em implantes com alturas diferentes sendo o implante distal 3mm acima do implante mesial, tem a possibilidade de aumentar o conector, que tem largura de 3mm e altura de 5mm resultando em um secção transversal de 15mm², tem valores significativamente maiores de resistência à fratura por compressão, quando comparados as infraestruturas parafusadas sobre implantes da mesma

altura e com conectores que medem 4mm por 3mm com uma secção transversal de 12 mm².

A porcentagem de diferença encontrada entre os valores de força de resistência médios entre os espécimes quando submetidos à força de fratura por compressão é de 48,6%, sendo que a secção transversal do conector mais espesso é de apenas 3mm² maior que os espécimes com conectores menos espessos, sendo possivelmente valores proporcionais, uma vez que aumentando a área de secção transversal, também aumentamos a força necessária para a fratura da infraestrutura.

O mesmo acontece quando comparamos a resistência encontrada para os diferentes espécimes, sendo o resultado de 47,4% maior para os espécimes com conectores mais espessos.

Fractografia

6 Resultado dos testes de varredura

Força de Compressão aplicada nessa região para a fratura do espécime de infraestrutura com conector mais espesso

Mirror: área mais lisa
e se localiza próximo a
região da fratura

Arrest line

Área de Mirror, onde se iniciou a propagação da fratura, também chamada de área nebulosa, muito difícil de ser vista em cerâmicas, principalmente na zircônia.

Figuras 7, 8, 9, 10, 11 e 12- Microscopia de varredura das infraestruturas de zircônia com conector mais espesso;

Força de Compressão aplicada nessa região para a fratura do espécime de infraestrutura com conector menos espesso

Fratura por tensão de tração na porção contrária da aplicação de carga para fratura do espécime

Área de compressão inicial para progressão da fratura

Figuras13, 14, 15, 16 e 17-Microscopia de varredura das infraestruturas de zircônia de conector menos espesso.

Discussão

7 Discussão

O presente estudo de testes de resistência à fratura foi realizado de acordo com a norma NR-ISSO 7500-1: 2004; feito pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Tem como objetivo a calibração de máquinas de ensaio estático uniaxial- Parte 1: Máquinas de ensaio a tração/ compressão- Calibração do sistema de medição de forças. A calibração consiste em inspeção geral da máquina de ensaio, incluindo seus acessórios para aplicação de força; calibração do sistema de medição de força, sendo a calibração um conjunto de operações que estabelece, sobre condições específicas, a relação entre valores indicados por um instrumento de medição ou sistema de medição, ou valores representados por uma medida materializada, ou um material de referência, e os valores correspondentes das grandezas estabelecidos por padrões. Montar o material para medição de força de maneira mais alinhada possível para minimizar quaisquer efeitos de flexão (ISO-376); para o alinhamento de instrumentos de medição de força à compressão, montar assento esférico no instrumento desde que a máquina não possua assento esférico incorporado. Quando a máquina estiver preparada o instrumento de medição de força estiver instalado deve-se acionar a máquina no mínimo três vezes, de zero até a força máxima a ser calibrada.

A usinagem da infraestrutura realizada por CAD/CAM induziu a formação de várias microtrincas na superfície da Y-TZP, e que, futuramente, pode se tornar a origem da fratura (Siarampi et al., 2012). As dez infraestruturas têm o mesmo comprimento de 25mm, sendo que cada infraestrutura de três elementos corresponde ao segundo pré-molar e segundo molar sendo pilares protéticos e primeiro molar pântico de infraestruturas parafusadas em componentes de mini-pilar que estão por sua vez parafusados sobre implantes hexagonais de 3,75x10mm (SIN, São Paulo) distantes entre si 20mm e estão fixados em uma matriz de aço inoxidável. As infraestruturas têm diferentes diâmetros em seus conectores distais, aqueles que ligam o primeiro molar ao segundo molar, sendo cinco espécimes com secção transversal de 12mm² e os outros cinco espécimes com secção de 15mm².

O material usado para usinagem foram blocos pré fabricados da marca Zirkonzahn®, que foram levados a máquina de ensaio estático e então uma

força por compressão foi aplicada até a fratura dos espécimes. As máximas tensões foram localizadas na região da aplicação da carga, devido a própria força da carga aplicada e nas regiões dos conectores, por serem infraestruturas de próteses parciais parafusadas, a área de menor suporte é a área dos conectores, confirmando a afirmação de Tylman (1996) Kamal et al. (1970) e Kamposiora et al. (1996). No primeiro grupo, com altura do conector de 4mm, a fratura ocorreu em apenas uma parte do conector que foi entre o pântico e o segundo molar, ou seja, no conector distal; no segundo grupo, com a altura do conector distal de 5mm e mesial semelhante ao primeiro grupo, a fratura ocorreu nas duas partes do conector, assim a fratura da infraestrutura foi total, no conector mesial e distal.

Após a fratura os espécimes foram levados para as análises fractográficas, que mostraram que as infraestruturas eram bem homogêneas, com poucos poros e irregularidades, sendo que essas características são propícias para uma resistência à fratura tão elevada que foi encontrada neste trabalho.

Em outros trabalhos a resistência a fratura avaliada se da em torno de 1000 a 1200 MPa, convertendo esses números para Força em Newton temos entre 1000 e 1200N, logo o trabalho mostrou que os primeiros espécimes com a altura dos conectores de 4mm por uma largura de 3mm se encaixou perfeitamente nos padrões de resistência oferecidos pela empresa, e que no segundo grupo os espécimes tinham altura de 5mm no conector distal por 4mm de largura, e a força necessária para fraturar as infraestruturas foi aproximadamente o dobro chegando a 2800N, aumentando apenas 1mm da altura dos conectores e 3mm na secção transversal dos conectores distais, ou seja aquele entre o pântico e o segundo-molar.

A análise fractográfica qualitativa da topografia da superfície fraturada permite a identificação da origem da falha e sua propagação, além da presença de porosidades e inclusões (Scherrer et al., 2006). Poros e defeitos da subsuperfície são facilmente detectados (Ludhart et al., 2004) e no presente estudo a análise mostrou uma qualidade de superfície excelente. Não foram encontrados poros ou inclusões com facilidade conferindo resistência ao material. A porosidade exerce um efeito negativo sobre a resistência pelos

poros produzirem a área de secção reta através da qual uma carga é aplicada e também por atuarem como concentradores de tensão (Callster, 2002).

Algumas marcas e características deixadas na superfície fraturada são importantes para entender parte e, dependendo do contexto, toda a história de como ocorreu uma falha clínica (Scherrer et al., 2006). Porém, a dificuldade de se detectar algumas dessas marcas e a origem da falha pode aumentar com a maior quantidade de conteúdo cristalino das cerâmicas como a Y-TZP e pelo tamanho e orientação dos grãos (scherrer et al., 2006; Oilo; Tvinnereim; Gjerdet, 2009). Nas infraestruturas desse estudo foi possível encontrar marcas região de mirror, arrest line, wake hackles e não foi possível encontrar compression curl, hackles lines e twist hackles.

Neste estudo através da fractografia a área de origem da fratura foi localizada na parte cervical (gengival) dos conectores o que já era esperado uma vez que a força foi gerada na parte oclusal do pântico e então a fratura começou na porção contrária. As fraturas ocorrem nessas regiões nas PPFs, por existir um ponto de alta concentração de tensão na região (Taskonak et al., 2008; Dittmer et al., 2009).

Quanto à composição, tem sido documentado que as propriedades de materiais sinterizados são dependentes das propriedades do pó como matéria-prima (Singh et al., 1996; Luo; Adak; Stevens, 1998). Variáveis como a quantidade de óxido de ítrio (Y_2O_3) pode determinar o grau de homogeneidade, o tamanho das partículas e os teores de impurezas no pó (Siarampi et al., 2012). A utilização de vários óxidos metálicos, como aditivos da Y-TZP têm se mostrado favorável na melhoria da desinfecção da cerâmica sinterizada (Yang et al., 2004).

Os testes feitos nas infraestruturas foram muito importantes para nos mostrar que a resistência à fratura das infraestruturas estão diretamente relacionadas ao tamanho dos conectores, uma vez que aumentando a altura dos conectores de 4 mm para 5 mm a força necessária para fraturar a infraestrutura também aumentou em média de 48,6%. E saber suas características estruturais é fundamental para entendermos as propriedades mecânicas e microestruturais, uma vez que a presença de defeitos e porosidades além de outras imperfeições advindas da manufatura desde o bloco até a usinagem e sinterização pode ser determinante para o sucesso ou

insucesso com os Policristais de Zirconia Tetragonal estabilizados por Ítrio (Y-TZP).

Conclusão

8. Conclusão

Conclui-se com esse trabalho que a resistência de uma infraestrutura de três elementos sobre implantes em diferentes alturas aumente significativamente, uma vez que há possibilidade do aumento da altura dos conectores, parte essa mais frágil do sistema de próteses parciais fixas;

Mais estudos necessitam ser realizados para ver o que ocorre nos intermediários e nos próprios implantes ao receberem essas cargas, uma vez que essas diferentes alturas podem acarretar danos ao sistema osso/implante/prótese *in vivo*;

Também podemos concluir que quanto menor a porosidade do material maior sua resistência à tenacidade;

Logo as características microtexturais tem relação com o comportamento mecânicos da zircônia estudada (Zirconzan®);

A presença das áreas cristalinas monoclinicas na área de origem à fratura indica que a região submetida a maior tensão induziu a transformação de fase aumentando a tenacidade à fratura;

Referências Bibliográficas

8 Referências Bibliográficas

Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. *Int J Prosthodont* 2007;20:125-31

Akgungor G, Sen D, Aydin M. Influence of different surface treatments on the short-term bond strength and durability between a zirconia post and a composite resin core material. *J Prosthet Dent*. 2008 May;99(5):388-99.

Borba M. Tese de Doutorado. Comportamento mecânico de cerâmicas utilizadas na confecção de próteses parciais fixas. São paulo 2010.

Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical-properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23:45–61.

Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2007 98:398-404.

de França DGB, Morais MHST, das Neves FD, Barbosa GAS, 2015. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. Vol. 113 Issue 1 2015; 22-28)

Danzer R, Hangl M, Paar R. How to design with brittle materials against edge flaking. Sixth international symposium on ceramic materials for engines; 1997 p. 658–62.

Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001;4:89–106.

Fréchette V. Failure analysis of brittle materials. *Advances in ceramics*. vol. 28. Westerville, OH: American Ceramic Society; 1990.

Fuller ER, Freiman Jr SW, Quinn JB, Quinn GD, Carter WC. Fracture mechanics approach to the design of glass aircraft windows: a case study. *Window and dome technologies and materials IV*. vol. 2286. Washington, USA: Society of PhotoOptical Instrumentation Engineers; 1994 p. 419–30.

Gemalmaz D, Ergin S. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2002 87:189-196.

Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: a review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011 Jan;16(1):e50-5.

Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2005 Jan;33(1):9-18.

Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials.* 2004 Sep;25(20):5045-52.

Kelly JR. Fractography of dental ceramics. In: Varner JR, Quinn GD, editors. *Fractography of glasses and ceramics IV.* Westerville, OH: American Ceramic Society; 2000. p. 241–51.

Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in-vitro and in vivo—analysis and modeling. *J Dent Res* 1995;74:1253–8.

Kilicarslan MA, Kedici PS, Kucukesmen HC, Uludag BC. In vitro fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay-retained resinbonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2004 Oct;92(4):365-70.

Kittipibul P, Godfrey K. In vitro shearing force testing of the Australian zirconia-based ceramic Begg bracket. *Am J OrthodDentofacialOrthop.* 1995 Sep;108(3):308-15.

Lawn BR. *Fracture of brittle solids.* 2nd ed. Cambridge: Cambridge University Press; 1993. p. 106–12.

Lins L, Benfica V, Queiroz C, Canabarro A, 2015. In vitro evaluation of the internal and marginal misfit of CAD/CAM zirconia copings. *The Journal of prosthetic Dentistry* .Vol 113.Issue 3 2015; 205-211

Michalske TA. Fractography of slow fracture in glass. In: Mecholsky JJ, Powell SR, editors. *Fractography of ceramic and metal failures.* Washington, DC: American Society for Testing and Materials; 1984. p. 121–36.

Oh W, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2002 87:536-542.

Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design of fracture probability of ceramic fixed partial dentures. *J Dent Res*. 2002 81: 623-627.

Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002;87:536–42.

Onodera K, Sato T, Namoto S, Miho O, Yotsuya M. Effect of connector design on fracture resistance of zirconia all-ceramic fixed partial dentures. *Bull Tokio Dent Coll* 2011 52(2):61-67.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramicbiomaterial. *Biomaterials*. 1999 Jan;20(1):1-25.

Peel CJ, Jones A. Analysis of failures in aircraft structures. *Metals Mater* 1990;6:496–502.

Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. *J Dent* 1997;25:91–5.

Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater* 2005;21:920–9.

Rice RW. Ceramic fracture features, observations, mechanisms, and uses. In: Mecholsky Jr JJ, Powell Jr SR, editors. *Fractography of ceramic and metal failures*, ASTM STP 827. West Conshohocken, PA: ASTM; 1984. p. 5–103.

Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2007 Jul-Aug;20(4):383-8.

Suárez MJ, Salido MP, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram® Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:35–8.

Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater*. 2006 Aug;22(8):778-84.

Taskonak B, Mecholsky JJ, Anusavice KJ. Fracture surface analysis of clinically failed fixed partial dentures. *J Dent Res* 2006;85:277–81.

Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res* 1994;73:1824–32.

Von Steyern PV, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon (R) technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005;32:180–7

Weiderhorn SM. Subcritical crack growth in ceramics. In: Bradt RC, Hasselman DPH, Lange FF, editors. *Fracture mechanics of ceramics*. New York, NY: Plenum Press; 1974. p. 613–46.

West Conshohocken, PA ASTM C 1322-96. Standard practice for fractography and characterization of fracture origins in advanced ceramics. *Annual book of ASTM standards*, vol. 15.01,.

West Conshohocken, PA ASTM C 1256-93. Standard practice for interpreting glass fracture surface features, *Annual book of ASTM standards*, vol. 15.02.

Zhu QS, de With G, Dortmans LJ, Feenstra F. Subcritical crack growth behavior of Al₂O₃–glass dental composites. *J Biomed Mater Res B* 2003;65B:233–8.