



**UNESP – Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara**



DANIEL LUNGAREZE

**INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DA INFRAESTRUTURA EM
ZIRCÔNIA (3Y-TZP) NA RESISTÊNCIA MECÂNICA DA
PORCELANA DE COBERTURA.**

Araraquara
2014



**UNESP – Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara**



DANIEL LUNGAREZE

**INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DA INFRAESTRUTURA EM
ZIRCÔNIA (3Y-TZP) NA RESISTÊNCIA MECÂNICA DA
PORCELANA DE COBERTURA.**

Tese apresentada ao programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, Área de Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista para título de doutor em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

Araraquara
2014

DANIEL LUNGAREZE

**INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DA INFRAESTRUTURA EM
ZIRCÔNIA (3Y-TZP) NA RESISTÊNCIA MECÂNICA DA
PORCELANA DE COBERTURA.**

Comissão julgadora

Tese para obtenção do grau de Doutor

Presidente: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

1º Examinador: Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior

2º Examinador: Profa. Dra. Janaina Habib Jorge

3º Examinador: Prof. Dr. Pedro Cesar Garcia de Oliveira

4º Examinador: Prof. Dr. Sicknan Soares da Rocha

Araraquara, 22 de setembro de 2014.

DADOS CURRICULARES

DANIEL LUNGAREZE

NASCIMENTO: 21 de Julho de 1963 - São Paulo - SP

FILIAÇÃO: Thiago Lungareze

Lourdes Rychlewski Lungareze

1982 – 1985: Curso de Graduação em Odontologia

Faculdade de Ciências da Saúde

Curso de Odontologia

Universidade do Amazonas - UA

2000: Curso de Mestrado – Patologia Tropical na área de concentração em Processo

Saúde e Doença - Programa de Pós Graduação da Faculdade de Ciências da Saúde - UA

2011 - 2014: Curso de Doutorado – Prótese

Programa de Pós Graduação em Reabilitação Oral

Programa DINTER FAO-UFAM/UNESP Araraquara

Dedico este trabalho...

LANA, amiga e esposa pela colaboração me estimulando nos momentos críticos, difíceis. Pela presença constante e ajuda com tarefas que não pude cumprir por estar ausente ou envolvido com este projeto objetivo de formação profissional. Você é muito importante na minha vida, sem você muitas das coisas que já fiz não seria possível.

THIAGO e THAÍS, meus filhos pelo companheirismo e compreensão em todos os momentos de minha ausência. Tenho certeza que minha vida não seria tão importante se vocês não estivessem presentes e, é inexorável, por vocês que me empenho e dedico em tudo que faço, pois mais importante que as palavras ou conselhos são os exemplos que falam mais alto na missão de educar.

PAPAI e MAMÃE, doutores na universidade da vida. Na educação dos filhos, julgaram com sabedoria e entendimento os melhores caminhos, materiais e espirituais, e por eles os encaminharam. Cobraram os deveres de casa, nos ensinando a responsabilidade e a importância do conhecimento, preferiram me ensinar a pescar quando gostariam e até podiam colocar o peixe na minha boca. Dizer obrigado, não define o quanto importantes são para mim e quanto grato sou por ser fruto de vossas vidas. Minha sincera reverência e admiração.

Professor Dr. GELSON LUIS ADABO que se dedicou a me orientar neste doutorado, entendeu as minhas limitações e com sabedoria soube explorar minhas habilidades. O desafio foi surpreendente para mim e aprendi muito mais do que poderia imaginar.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente à saúde física e mental concedida a mim por Deus nesta jornada em busca de conhecimento.

Agradeço à Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” que abriu portas para o conhecimento e, onde pude ter a oportunidade de grantificar minha pesquisa.

À Universidade do Amazonas que desde 1982 me acolheu, permitiu e estimulou a buscar o conhecimento e desenvolvimento deste.

Ao meu Orientador Prof. Dr. Gelson Luis Adabo, que se dedicou na orientação deste doutorado, mesmo com a dificuldade da distância física entre as instituições, surpreendendo a todas as expectativas para este doutorado.

Ao Laboratório SEPROPER, na pessoa de seu dirigente técnico em prótese dentária Luiz Alves Ferreira que por sua larga experiência e em nome dos muitos anos de amizade, me treinou para a aplicação da porcelana de cobertura sobre a zircônia. Ao técnico em prótese dentária Pedro Alves Ferreira Junior que prontamente me atendeu no laboratório e produziu as infraestruturas em zircônia nos padrões ensejados pelo experimento proposto.

Aos Amigos Diogo, Antônio e Giovanni pela colaboração no desenvolvimento de minhas atividades no estágio doutoral.

Aos Professores Marco Antonio Compagnoni (UNESP) e Emílio Carlos Sponchiado Junior (FAO) coordenadores do DINTER.

Muito obrigado.

“Filho meu, ouve a instrução de teu pai e não deixes a doutrina de tua mãe. Porque diademas de graça serão para a tua cabeça e colares para o teu pescoço”.

Provérbios de Salomão 1:8, 9.

Lungareze D. Influência da espessura da infraestrutura em zircônia (3Y-TZP) na resistência mecânica da porcelana de cobertura [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2014.

Resumo

Considerando o efeito das propriedades térmicas da zircônia (3Y-TZP) em infraestruturas anatômicas com maior volume, sobre a taxa de resfriamento da porcelana de cobertura e possível interferência sobre suas propriedades mecânicas, este estudo avaliou a influência da espessura da zircônia na resistência à fratura em coroas, dureza e tenacidade à fratura da porcelana e na resistência adesiva. Para o teste de resistência, foram obtidas infraestruturas em 3Y-TZP de coroas de 1º molar superior com três diferentes espessuras na oclusal: Grupo I - 1 mm, Grupo II - 2 mm e Grupo III - 3 mm. A porcelana VITA VM9 foi aplicada com espessura de $1,1 \pm 0,1$ mm pela técnica manual. A carga axial foi aplicada na cúspide mesiolingual por máquina de ensaios mecânicos (N=45). Para o teste de resistência de cisalhamento, foi aplicada a porcelana na forma cilíndrica com 1,2 mm de altura X 4 mm de diâmetro sobre placas de 3Y-TZP (5 x 5 mm) nas três espessuras (N= 30). O modo de falha foi analisado por microscopia óptica. Para medida da dureza Vickers e tenacidade à fratura da porcelana na interface com a 3Y-TZP e na superfície, foram usadas placas planas como descrito acima, e a porcelana aplicada, na extensão de uma das faces, com a espessura uniforme de 1,2 mm (N=24). Resultados: As médias e desvio padrão da resistência à fratura por compressão das coroas (N) foi: GI=1979 (523,5), GII=2266 (816,9) e GIII=2316 (672,9). A resistência ao cisalhamento (MPa) foi: GI=18,5 (2,44), GII=15,6 (3,80) e GIII=17,1 (3,17). A tenacidade à fratura ($\text{MPa.m}^{1/2}$) foi: GI=1,53 e 1,48; GII=1,89 e 1,70 – GIII=1,84 e 1,72, respectivamente na interface e na superfície. ANOVA a um fator para resistência das coroas e ao cisalhamento, assim como a dois fatores para dureza e tenacidade a fratura não foram significantes. Concluiu-se que volumes maiores de zircônia não interferem negativamente nas propriedades mecânicas da porcelana avaliadas.

Palavras chaves: Zircônio. Porcelana dentaria. Reabilitação bucal. Propriedades físicas.

Lungareze D. Influence of the thickness of zirconia framework (3Y-TZP) in mechanical strength veneer porcelain [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2014.

Abstract

Considering the possible effect of the cooling delaying of zirconia (3Y-TZP) in anatomical framework for higher volume, this study evaluated the influence of the framework thickness in the fracture load of porcelain veneered crowns, bond strength between zirconia and porcelain, hardness and fracture toughness of porcelain. For testing fracture load, maxillary first molar were prepared to accomplish three different thicknesses on the occlusal surfaces: Group I - 1 mm, Group II - 2 mm and Group III - 3 mm. The thickness of 1.1 ± 0.1 mm of porcelain VITA VM9 was applied by handmade technical stratification. The axial load was applied to the medial lingual cusp by means of a mechanical test machine (N = 45). The shear test was carried-out in flat plates (5 x 5 mm) in the three thicknesses of zirconia, and the porcelain was applied as cylindrical shape with 1,2 mm high for 4 mm in diameter (N=30). The shear bond strength test was performed by chisel. For measurement of the Vickers hardness and fracture toughness flat plates were fabricated as described above, and the porcelain was applied with uniform thickness of 1.2 mm (N=24). The measurements were done close to the surface and at the interface with zirconia. The mean and standard deviation for the test were: fracture load of the crowns (N) - GI = 1979 (523,5), GII = 2266 (816.9) and GIII = 2316 (672.9); sheer bond strength (MPa) - GI=18.5 (2.44), GII=15.6 (3.80) e GIII=17.1 (3.17); fracture toughness ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) - GI = 1.53 and 1.48; GII = 1.89 and 1.70 - GIII = 1.84 and 1.72, respectively at the interface and close to the surface. Data from all trials analyzed by ANOVA were not significant for all the tests, revealing that the zirconia thicknesses did not affect the porcelain resistance of the crowns, hardness and fracture toughness and adhesion between the ceramic. Conclusion: The use of zirconia framework with higher volumes does not affect the mechanical properties of the veneering porcelain evaluated.

Key words: Zirconium. Dental porcelain. Oral rehabilitation. Physical properties.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO DA LITERATURA	19
3	PROPOSIÇÃO	49
4	MATERIAL E MÉTODO	51
4.1	Material	52
4.2	Ensaio da resistência à fratura de coroas totais	52
4.3	Análise da dureza e tanacidade à fratura	58
4.4	Ensaio de resistência ao cisalhamento da união zircônia/porcelana	61
4.5	Análise da fratura	64
4.6	Planejamento experimental	64
5	RESULTADO	65
6	DISCUSSÃO	71
7	CONCLUSÃO	75
	REFERÊNCIAS	77
	APÊNDICE	85

1 INTRODUÇÃO

As Zircônias foram apresentadas pela ortopedia à sociedade médica em 1974 com o primeiro implante de quadril, justificado por suas propriedades mecânicas e biológica, mostradas em pesquisas com ovelhas⁹, simultaneamente a alumina funda um novo desenvolvimento para tratamento dentário. Apresentando-se como uma excelente alternativa para infraestruturas de Coroas e Próteses Parciais Fixas, e por sua cor branca permitem, com as porcelanas feldspática de cobertura, mimetizar um dente natural, portanto um trabalho protético com melhor resultado estético^{9,17,33}, que as metalocerâmicas (MC). Entretanto, a aplicação clínica mostrou problemas relacionados com delaminação, lascamentos e fraturas^{1,9,17,18,33,49,53,56,60}.

Os insucessos nos trabalhos com infraestrutura em zircônia foram da ordem de 6% a 25% em dentes posteriores após 5 anos, superiores aos índices de insucessos da MC de 2,5% após 5 anos e de 5% a 10% após 10 anos¹⁸. Estes insucessos estão relacionados com tensões residuais provocadas pelas diferenças entre Coeficiente de Expansão Térmica (CET)^{20,21,25,26,60}, Condutibilidade Térmica (CT) e Difusibilidade Térmica (DT)²⁵ dos dois materiais cerâmicos, bem como pelo ajuste da Carga Funcional⁵¹, registrados por métodos eletrônicos para carga máxima de mordida na região de molares de 597N quando mulheres e 847N nos homens, ambos jovens e saudáveis estudantes de odontologia²⁵, havendo registro de valores maiores quando em estudos de disfunções crânio mandibulares^{51,70,71}.

A alta diferença de condutibilidade térmica entre a zircônia (2 W/mK) e as ligas metálicas nobres (cerca de 300W/mK), pode explicar a maior incidência de falhas nas próteses totalmente cerâmicas pelo retardo no resfriamento das cerâmicas introduzindo tensões térmicas residuais^{22,23,25,26,60}. A diferença entre o CET da porcelana de cobertura deverá ser no máximo 10% abaixo do que o da infraestrutura de zircônia⁶⁵. As tensões térmicas são geradas no interior da porcelana de cobertura, podendo dar início às rachaduras quando receberem carga funcional⁴⁰.

Variações no tempo de aquecimento e no regime de resfriamento durante a queima da porcelana de cobertura são importantes para reduzir as tensões térmicas, porém o resfriamento exageradamente lento é perigoso, pois poderá comprometer a força de adesão entre os dois materiais^{23,24,28,29,31,40}. Entretanto, o regime de resfriamento, mostrou-se mais importante que o de aquecimento, no que se refere à força de compressão da porcelana de cobertura sobre a zircônia, sendo um fator positivo para força de adesão entre as duas camadas⁶⁶. Métodos de

resfriamento lento e rápido foram também investigados para desenhos convencionais e anatômicos e verificaram que o lento reduz a tensão na superfície da porcelana de cobertura, podendo ser a causa principal para o lascamento⁶⁷. Avaliação da resistência à fratura, levando em consideração a espessura da porcelana de cobertura, mostrando que, quanto menor à espessura mais resistente se apresentaram¹¹. Medindo a microdureza nas cúspides de coroas de molar com variação da espessura da porcelana de cobertura em 1, 2 e 3 mm, mostraram diferença de resistência da porcelana de cobertura⁵, ou ainda somente a influência da taxa de resfriamento nestas variações de espessura de porcelana de cobertura¹².

A influência da espessura da Zircônia em coroas totais na resistência a fratura é crescente proporcionalmente com o aumento desta⁷², porém, a relação adequada entre zircônia e porcelana de cobertura é difícil de ser definida, restringindo a gama de indicações desta base de restaurações até uma melhor compreensão do processo de revestimento^{41,72}. Para variações de 0,2 mm (de 0,7 mm para 0,5), o comportamento das fraturas manteve-se inalterado em dentes anteriores submetidos à fadiga in vitro³⁴.

Algumas propostas para diferentes desenhos de infraestruturas em dentes posteriores foram testadas. Em todas as modificações propostas de desenhos observou-se um crescimento da resistência à fratura quando submetidos à ciclagem comparados com o desenho convencional^{17,59}.

Variação na espessura da zircônia na margem cervical, colar com 2 mm de altura¹⁷, ou um colar de 2,5 mm de altura e 1,0 mm de espessura em toda lingual com extensão para proximal de coroa em molar⁵⁹, mostraram melhorar a resistência à fratura. Vários autores compararam a aplicação manual com a prensada em coroas e a resistência flexural em barras de bicamadas, não encontrando diferença significativa entre técnicas^{3,10,27}.

Porém, não foram encontrados trabalhos investigando a influência que a espessura da infraestrutura em zircônia poderia exercer sobre a porcelana de cobertura (com volume e ou espessura controlada entre 1 e 1,5 mm) quando obtida por processo de redução da forma anatômica original do dente, pois, apresentará pontos mais espessos principalmente na face oclusal e este maior volume de zircônia, por influência das propriedades térmicas, poderá proporcionar um resfriamento mais lento, causando baixa tensão residual na superfície da porcelana de cobertura o que facilitaria o lascamento, fratura ou até delaminação.

A hipótese nula (H_0) é que a espessura da zircônia não influenciará na resistência à fratura da porcelana de cobertura das coroas, na dureza e tenacidade à fratura da porcelana e na adesão entre zircônia e porcelana.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Lawn et al.³⁸, 2001, em revisão da literatura verificou que coroas com base de porcelana, particularmente em molares, podem falhar prematuramente por acúmulo de fraturas e outros danos devido ao contínuo contato oclusal. Modelos destes danos dependem do tipo de porcelana (microestrutura especialmente), estado do defeito, condições de carga e fatores geométricos. Estes modelos de danos podem ser simulados e caracterizados no laboratório com o uso de contato Hertziano testando as estruturas monocamadas, bicamadas e tricamadas, para representar importantes aspectos da resposta da coroa na função oral. Ficou proposto que, o protocolo teste de um simples contato, que faz uso de uma ponta esférica, marcará no modelo defeituoso, porcelana estratificada sobre a infraestrutura em porcelana e polímero (simulando coroa em porcelana monolítica sobre dentina) e porcelana estratificada sobre porcelana e polímero (simulando camada de porcelana sobre infraestrutura de zircônia sobre dentina) devendo prever relação de uso para prever carga de contatos oclusais críticos, para induzir fratura com risco e para o tempo de vida do tratamento. Ficou demonstrado que a rachadura radial da porcelana de cobertura é a partir da superfície da infraestrutura e a falha é de modo predominante para camada de porcelana muito abaixo de 1 mm. Tal abordagem pode se usada para estabelecer fundamentos científicos para o desenho do material de base para estrutura da coroa e sua camadas nas próximas gerações.

Vult Von Steyern et al.⁶⁸, 2005, em estudo clínico, investigaram as propriedades de uma Zircônia pré-sinterizada DC-Zirkon, para verificar se seriam adequadas para uso de três a cinco elementos PPFs. Foram fabricadas 23 PPFs de cinco elementos para 18 pacientes sendo 9 mulheres e 9 homens (entre 37 a 76 anos de idade) com 56 dentes pilares preparados, na região de dentes posteriores, fatores relacionados com saúde periodontal, nível ósseo dos pilares, índice de cáries, tratamento endodôntico ou lesões periapicais, boa saúde física e mental, fizeram parte dos critérios de inclusão. Todas PPFs foram feitas com um preparo de ombro na cervical e cimentadas com cimento fosfato de zinco. Avaliação clínica foi após 12 e 24 meses, sendo que nenhuma apresentou fratura ou deslocamento, porém três casos (15%) pequenos lascamentos foram observados. A integridade marginal foi classificada como excelente em 45 pilares e aceitável em 11. Os Autores puderam concluir, com as limitações do estudo, que o material é aceitável comparado com outras cerâmicas. Especial atenção recomendou no desenho da infraestrutura na oclusal para que haja suficiente suporte para a porcelana de cobertura. Estudos com maior tempo de observação foram recomendados.

Aboushelib et al.², 2006, investigaram a união entre um tipo de substrato de zircônia e várias marcas comerciais de porcelanas de cobertura e o efeito de um *liner* entre infraestrutura e porcelana de cobertura, por meio de ensaio de microtração. Discos de zircônia foram sinterizados e a porcelana foi aplicada em um molde em alumínio com 1,5 mm de profundidade. Para a aplicação da porcelana de cobertura prensada, um disco de cera de mesmo tamanho da zircônia foi construído sobre o disco de zircônia e o conjunto foi incluído e preparado para a técnica de prensagem. Foram usadas cinco porcelanas de aplicação manual e duas prensadas (Ceram S, Ceram Express, Rondo Dentine, Rondo Shoulder, Lava Dentine, Sakura Interaction, Experimental pressable). Os discos foram cortados (Isomet 1000) em minibarras de 6 mm no comprimento e 1 mm de altura envolvendo as duas camadas de material. A microtração foi testada em uma máquina de testes universal à velocidade de 1 mm/min⁻¹ (Instron 6022, Instron Limited, High Wycombe, UK), e a superfície da fratura foi examinada por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e análise por difração de Raios-X (EDX). Observou-se que a resistência à microtração das porcelanas (Rondo Dentine e Lava Dentine) fora significativamente maior que a de outras porcelanas testadas e o sistema de ligação da Rondo Dentine e Ceram Express foram significativamente mais fortes que a de outras bicamadas testadas. A aplicação do *liner* afetou dramaticamente a união das camadas e modo de falha, que era também material dependente. A análise por MEV mostrou que as duas porcelanas de cobertura prensadas e o *liner* sofreram falha coesiva no lado da porcelana de cobertura, enquanto os demais grupos tiveram alta porcentagem de falhas interfaciais. Concluiu-se que selecionar porcelanas resistentes e com elevada resistência de união com a zircônia pode reduzir as chances de lascamento e delaminação quando submetido à função.

Pjetursson et al.⁴⁵, 2007, em revisão sistemática da literatura com o objetivo de verificar taxa de sobrevivência após 5 anos para coroas em porcelana pura comparando com coroas metalocerâmica e descrevendo os incidentes biológicos e complicações técnicas. Usaram busca nos meios eletrônicos Medline, no período de 1966 a 2006, e Dental Global Publication Research System, de 1990 a 2005 (publicações em alemão e francês), complementado pela busca manual em revistas renomadas, de 2001 a 2006, identificando estudos *cohort* prospectiva e retrospectiva em coroa de porcelana pura e metalocerâmica: com tempo médio de no mínimo 3 anos; quando os pacientes foram examinados clinicamente e com visitas de retorno para avaliação; quando estudos registraram detalhes e característica das restaurações (coroas). Além disso, 90% das restaurações deveriam ser dento suportadas em publicações que combinaram dento e implanto suportadas. As taxas anuais de falhas nas coroas foram analisadas usando modelo de regressão Poisson para sumarizar estimativas das

proporções de sobrevida. A busca resultou em 3473 títulos e 177 resumos (abstracts), tendo sido selecionado 86 artigos analisados de forma integral, resultando em 34 estudos que se adequaram os critérios de inclusão. Na meta-análise, os 5 anos de sobrevida das coroas em porcelana puras foi estimado em 93,3% e para coroas metalocerâmica 95,6%. Coroa de porcelana pura foram também analisadas de acordo com o material utilizado. Coroas em Alumina densamente sinterizada (Procera) mostraram taxa de 96,4%, enquanto as em porcelana prensada (Empress) e alumina infiltrada de vidro (InCeram) apresentaram taxas de 95,4% e 94,5% respectivamente. Baseado nos resultados, porcelana pura apresenta alta taxa de sobrevida comparada a metalocerâmica em dentes anteriores, porém para uso em dentes posteriores, coroas em InCeram e vidro cerâmico decresceram e foram significativamente baixo comparados às coroas metalocerâmica.

Sailer et al.⁵², 2007, em uma revisão sistemática estudaram a taxa de sobrevida e complicações incidentes em próteses parciais fixa (PPFs) de porcelanas pura comparando com as PPFs em metalocerâmica. Através de buscas eletrônicas no Medline e Dental Publication Research System, complementarmente por busca manual conduzindo a identificar prospectivos e retrospectivos estudos *cohort* de reconstruções protética em porcelana pura e metalocerâmica com média de avaliação clínica de no mínimo 3 anos e que apresentasse detalhes das características das reconstruções. As buscas para identificar os estudos foram feitas por três revisores independentes. As taxas de falhas foram analisadas usando efeito *standard*, padrão e efeito randômico por regressão de Poisson para obter estimativa resumida de 5 anos de sobrevida proporcional. Foram encontrados 3473 títulos para coroas unitárias e PPFs resultando em 100 resumos (*abstract*) para porcelana pura PPFs. Análise na integra foi feito em 39 artigos que resultaram em 9 estudos de PPFs cerâmica que estavam nos critérios de inclusão. Baseados nos dados encontrados concluíram que as taxas de sobrevida das PPFs em porcelana pura são significativamente mais baixas quando comparado com as taxas de sobrevida para as metalocerâmica. A mais frequente razão para falha da PPFs quando feita em vidro cerâmico ou alumina infiltrada de vidro foram à fratura do conjunto, porém quando a infraestrutura usada foi zircônia, a razão para falha foi primariamente biológica e complicações técnicas outras que não fratura da infraestrutura.

Para avaliar a força de adesão entre várias infraestruturas em zircônias comerciais (Cercon Base, Vita InCeram YZ Cubes e DC-Zirkon) e das respectivas porcelanas de cobertura recomendadas pelos fabricantes (Cercon Ceram S, Vita VM9, IPS e.max Ceram), por meio de resistência ao cisalhamento. Guess et.al.²⁵, 2008, uso como grupo controle para os três grupos de porcelana pura (n=30 espécimes/grupo) foi usado uma sistema

metalocerâmico (Degudent U94, Vita VM13). Metade de cada grupo (n=15) foi submetida à termociclagem a 5-55°C e 20.000 ciclos. Subsequentemente, todos os espécimes foram submetidos ao ensaio de cisalhamento e as fraturas avaliadas em microscópio para determinar o modo de fratura. As médias de resistência ao cisalhamento sem termociclagem foram de 12,5±3,2 MPa para Vita In-Ceram YZ Cubes/Vita VM9, 11,5±3,4 MPa para DC-Zirkon/IPS e.max Ceram, e 9,4±3,2 MPa para Cercon Base/Cercon Ceram S. As médias após termociclagem foram de 11,5±1,7 MPa para DC-Zirkon/IPS e.max Ceram, 9,7±4,2 MPa para Vita In-Ceram YZ Cubes/Vita VM9, e 9,6±4,2 MPa Cercon *for* Base/Cercon Ceram S. Nenhuma diferença entre os valores de resistência entre grupos com termociclagem foi significativa entre os corpos-de-prova totalmente cerâmicos, já a termociclagem para o grupo controle, metalocerâmica, exibiu média de resistência adesiva significativamente mais alta (27,6±12,1 MPa e 26,4±13,4 MPa). Os modos de fratura predominante para as amostras totalmente cerâmicas foram do tipo combinada, enquanto o grupo da metalocerâmica mostrou predominantemente fratura coesiva.

Della Bona, Kelly¹⁹, 2008, conduziram uma revisão da literatura e compararam evidências clínicas para o tratamento de dentes usando restaurações em porcelana pura. Procuraram revisar a literatura publicada entre 1993 e 2008, usando meios eletrônicos Medline e busca manual nas revistas odontológicas. Revisaram estudos clínicos randômicos, não randômicos, estudos experimentais longitudinais, estudos longitudinais prospectivos e retrospectivos. As evidências sugerem que para dentes anteriores a efetividade de próteses parciais fixas de três elementos em dentes anteriores feita de dissilicato de lítio, alumina e zircônia. Sendo que para três elementos que envolvam dentes molares os sistemas de infraestruturas de zircônia estão mais bem indicados, porém alertam quanto aos problemas com as trincas e lascamento da porcelana de cobertura.

Usando análise de elementos finitos, DeHoff et al.²⁰, 2008, previram o estresse entre diferentes materiais cerâmicos unidos em bicamada por apresentarem incompatibilidade térmica. Um grupo de quatro porcelanas comercial para infraestrutura e outro grupo de porcelanas experimentais, foram usadas para fabricar cilindros abertos e esferas. As infraestruturas cilíndricas e esféricas receberam aplicação de uma das quatro porcelanas de cobertura odontológica comercial que representavam o grupo das compatíveis termicamente e quatro incompatíveis termicamente. Assimetria térmica e método de elementos finitos visco elásticos foram usados para calcular a temperatura e estresse para cada combinação de geometria. Este processo exige uma análise de calor transiente para cada combinação para determinar as temperaturas de entrada para o modelo estrutural. Cada espécime fora

examinado visualmente usando transiluminação por fibra ótica para evidenciar trincas. Houve 100% de falha nos cilindros de incompatibilidade térmica e nenhuma falha nos de compatibilidade térmica. Nas esferas houve falha de 100% nos termicamente incompatíveis, 16% de um dos termicamente compatíveis falharam e nenhuma das combinações compatíveis restantes falhou. O valor calculado para estresse foi em geral semelhante com a observação experimental. A geometria simples semelhante à de um cilindro, simula uma coroa, e o de uma esfera, simula um pântico, podem ser usados para filtrar os sistemas infraestrutura/porcelana altamente incompatíveis, mas não podem ser utilizados para estabelecer um valor seguro de incompatibilidade. Análise pelo método de elementos finitos visco elásticos podem ser útil para identificar efeitos de fatores tais como taxas de resfriamento, e propriedades do material sobre o estresse residual.

Swain⁶⁵, 2009, argumenta em seus estudos que o estresse residual desenvolvido durante o preparo de coroas e próteses parciais fixas em cerâmica. Em seu trabalho analisa as causas básicas do desenvolvimento de estresse residual na porcelana e identificar a chave do parâmetro termomecânico responsáveis por este estresse e a resultante da falha induzida pelo contato usando espécime plano com duas camadas, para simplificar. Os resultados chave estão no papel crítico das propriedades térmicas, de elasticidade e da espessura das estruturas. A abordagem é então utilizada para avaliar a propensão para trinca instável de uma variedade de estruturas, incluindo estruturas em uma gama de produtos cerâmicos.

Em ensaio clínico controlado e randômico, Çehreli et al.¹⁶, 2009, compararam a evolução clínica totalmente cerâmica. Um total de 15 coroas para cada grupo, (InCeram Zircônia e Cercon Zircônia) foram fabricadas e cimentadas com ionômero de vidro (Rely X, 3M Espe AG) em 20 pacientes. Os paciente foram avaliados em 6 meses, 1 ano e 2 anos, pelo método de avaliação de qualidade CDA (*Californian Dental Association*). Índice de placa ou biofilme e índice gengival foram usados para explorar a evolução periodontal do tratamento. Nenhum sinal clínico de descoloração marginal, dor persistente ou cárie secundária foi detectada em qualquer das restaurações. Todas as coroas em InCeram Zircônia sobreviveram durante o período 2 anos, sendo que um paciente, após um mês da cimentação, apresentou em dente não vitalizado, a fratura da infraestrutura de Cercon zircônia e foi refeita. Uma paciente na avaliação de 1 ano apresentava edema e sangramento gengival num segundo pré-molar inferior restaurado com coroa em InCeram zircônia, ao exame verificou-se fratura da raiz e da porcelana de cobertura. De acordo com o critério CDA, a integridade marginal foi classificada em excelente para InCeram zircônia (73%) e zircônia Cercon (80%). Índice de placa ou biofilme e índice gengival em sua maioria foram classificados como zero e constante

ao longo do tempo e sem significância estatisticamente ($p>0,05$). Este estudo clínico demonstrou que ambos os materiais tem evolução clínica comparável e parece uma modalidade de tratamento aceitável, sendo que o mais importante que a coroa cerâmica de alumina reforçada por 25% de zircônia podem suportar a carga funcional na região de dente posterior.

Em revisão sistemática Sailer et al.⁵⁴, 2009, determinaram as taxas sobrevida de 5 anos e as associações de complicações incidentes com munhões cerâmicos (*abutments*) comparando com estes em metal. O meio eletrônico Medline foi usado para busca e complementado por busca manual foi conduzida para identificar estudos clínicos randômicos e controlados (RCTs) e estudos prospectivos e retrospectivos providos de informações em munhões cerâmico e metálicos com média de reavaliação mínima de 3 anos. As taxas de falhas foram analisadas usando modelo regressão de Poisson para obter resumo estimado de sobrevida proporcional de 5 anos. Vinte e nove estudos clínicos e 22 laboratoriais foram selecionados de uma inicial seleção de 7136 títulos e os dados foram extraídos. A taxa de sobrevida estimada em 5 anos para munhões cerâmicos foi de 99,1% e de 97,4% para munhões metálicos. A incidência estimativa acumulada de complicações técnicas após 5 anos foi 6,9% para munhões cerâmicos e de 15,9% para munhões metálicos. Perda do parafuso do munhão foi o mais frequente problema técnico, ocorrendo em uma incidência estimativa acumulada após 5 anos de 5,1%. Coroas em porcelana pura suportado por munhão cerâmico exibiram similar taxas anuais de fratura com as metalocerâmicas suportadas por munhões metálico, bem como não significância estatística para lascamento na porcelana de cobertura. A incidência acumulada de complicações biológicas após 5 anos foi estimada em 5,2% para cerâmico e 7,7% para metálico. Complicações estéticas tendem ser mais frequentes nos metálicos. A meta análise para os dados laboratoriais foi impossível devido aos testes não padronizados. Os autores concluíram que as taxas estimadas de sobrevida após 5 anos parecem similares para os dois tipos de munhões.

Em função das falhas nos sistemas de porcelana pura (lascamento, trincas da porcelana de cobertura) em região de dentes posteriores, DeHoff, Anusavice²¹, 2009, propuseram que um importante contribuinte para estas falhas é a diferença de coeficiente de expansão térmica entre os materiais, então testaram a hipótese, com análises de elementos finitos visco elásticos prevendo tensões máximas de tração em testes de amostras bicamadas que são usadas para determinar a compatibilidade térmica. Uma regra tem sido que o coeficiente de expansão térmica deve estar mais próximo possível do coeficiente de expansão da infraestrutura para que ocorra uma força compressiva que induzirá uma tensão durante a

aplicação da porcelana de cobertura. No entanto, não está necessariamente claro que coeficiente de contração e expansão deva ser usado para determinar diferenças térmicas. Médias dos coeficientes deve ser base em dados medidos em dilatômetro entre as duas temperaturas na curva de aquecimento e de resfriamento. Modelos visco elásticos tridimensionais de elementos finitos em um feixe, cilindro, disco, esfera, coroas de incisivos centrais, coroa de molar, e três unidades de prótese parcial fixa posterior (PPFs) foram utilizadas para calcular as tensões residuais após simulação de arrefecimento. Quatro sistemas compatíveis e quatro incompatíveis foram avaliados. As maiores tensões de tração residuais para todas as combinações de materiais foram associados com o PPF de três elementos. Tensões residuais de tração variou de 5,4 MPa no disco para uma combinação compatível para 262 MPa na PPF de três elementos para um sistema incompatíveis. Tensões de tração residual nas PPF de três elementos variou de 16,8 MPa para 44,0 MPa para os sistemas compatíveis e de 175 MPa e 262 MPa para os sistemas incompatíveis. Com base nos cálculos de elementos finitos, é previsível que as próteses dentárias em porcelana pura com uma diferença média de contração térmica (500°C a 25°C) superior à $\pm 1,0$ ppm/K, semelhantemente apresentaram uma percentagem relativamente elevada de falhas em uso clínico em comparação com os sistemas com menor diferença de contração térmica entre a infraestrutura e porcelana de cobertura.

Em estudo clínico Beuer et al.¹³, 2009, avaliaram PPFs de três elementos feitas com infraestrutura em zircônia que foram cobertas com porcelana de vidro cerâmico prensado (Cercon Ceram Express, DeguDent). Dezenove pacientes (12 mulheres e 7 homens) receberam 21 PPFs substituindo o segundo pré-molar, primeiro molar ou segundo molar. Os critérios de inclusão foram: saúde periodontal, dentes vitais e com tratamento endodôntico, comprimento da coroa clínica superior a 5 mm, boa higiene oral e dentes naturais no antagonista ou próteses fixas. Paciente com severa parafunção oclusal e com distúrbios temporomandibulares, não foram incluídos. Doze PPFs na maxila e nove na mandíbula substituíram oito pré-molares, 12 primeiros molares e um segundo molar. A margem gengival do preparo em ombro chanfrado e com redução axial de 1,2 mm. A redução oclusal foi de 1,5 a 2,0 mm e com convergência para oclusal de 6° a 8°. A infraestrutura em zircônia foi desenhada semelhante ao desenho das metalocerâmicas. As PPFs foram cimentadas com ionômero de vidro (Ketac Cem Aplicap, 3M ESPE). Pacientes foram examinados a cada 12 meses, sendo a primeira avaliação 14 dias após a cimentação. Nas reavaliações foram feitos índices de placa, índices de sangramento, mobilidade dental, estética e checagem dos contatos oclusais. Fotografias clínicas e moldagem com alginato de ambos os arcos, bem como registro

de oclusal foram feitos. Pacientes e dentista pontuaram a estética por meio de uma escala visual (péssimo = 0 e excelente 10). O tempo médio de serviço das PPFs foi de 40 meses. A probabilidade de sobrevida foi determinada pelo método Kaplan-Meier em 90,5% após 40 meses para todos os tipos de falhas e 95,2% para fratura da infraestrutura. A técnica de porcelana de cobertura prensada pareceu ser confiável.

Sailer et al.⁵⁴, 2009, em estudo com tratamento clínico, testaram se PPFs com infraestruturas em zircônia exibiriam taxas de sobrevida, resultados técnicos e biológicos similares as com infraestrutura metálica. Foram incluídos neste estudo 59 paciente que necessitavam de 76 PPFs de um a três dentes posteriores (molares e pré-molares). As PPFs foram divididas em 2 grupos randomicamente com 38 para infraestrutura em zircônia e 38 em infraestrutura metálica. Os tratamentos foram examinados usando o critério do serviço de saúde publica dos Estados Unidos (USPHS). Avaliações biológicas foram feitas no elemento teste (pilar) e elemento controle (dente contralateral) quanto: profundidade de sondagem; nível de inserção gengival; índice de placa ou biofilme; sangramento à sondagem e vitalidade do dente. Todas PPFs foram radiografadas. As análises estatísticas foram feitas através dos testes de Kaplan-Meier, qui-quadrado de Pearson, exato de Fischer e U teste de Mann-Whitney. Como resultado, 53 pacientes com 67 PPFs (36 com zircônia/porcelana e 31 metalocerâmica) foram examinados após um período médio de $40,3 \pm 2,8$ meses. Seis pacientes com 9 PPFs perderam as avaliações. A taxa de sobrevida de ambos os tipos de PPFs foi 100% e não foram encontradas diferenças significantes quanto aos aspectos técnicos e biológicos. Pequenos lascamentos foram observados em 25% nas em zircônia e 19,4% nas PPFs metalocerâmicas. Fraturas extensas na porcelana de cobertura foram registradas somente nas em zircônia/porcelana (C:8,6%, D:2,8% no critério USPHS). Não houve diferença nos parâmetros biológicos para ambos os tipos de PPFs. Os autores concluem que PPFs com infraestrutura em zircônia apresentam taxas de sobrevida similar às PPFs com infraestruturas metálica.

Em estudo in vitro estudaram Fischer et. al.²³, 2009, a influência das propriedades térmicas da porcelana de cobertura na carga de fratura de coroas unitárias com infraestrutura em zircônia estabilizada com Cério (Ce-TZP/A). Infraestruturas de 70 coroas unitárias em Ce-TZP/A (nanoZr, Matsushita Electric Works, Osaka, Japan), com um paredes de 0,7 mm de espessura, foram produzidas e divididas em grupos de 10 cada, que receberam 5 diferentes porcelanas de cobertura para zircônia (Carabien ZR, IPS e.max, Triceram, Vintage ZR e VM9), aplicadas segundo a orientação dos fabricantes. Adicionalmente, porcelana de cobertura para alumina (Allux) e para técnica metalocerâmica (Reflex) foi incluída para

simular uma larga variação do coeficiente de expansão térmica. Antes do ensaio mecânico, foi analisada a presença de trincas por meio de estereomicroscópio (M3B, Wild, Heerbrugg, Switzerland) com 40 vezes de aumento. Temperatura de transição vítrea (T_g) da porcelana bem como o coeficiente de expansão térmica (α_{veneer}) e Ce-TZP/A (α_{core}) entre 25 e 500°C foram determinados (n=6). A carga de fratura variou de $574,0 \pm 97,1$ N (IPS e.max) a $1009,6 \pm 150,0$ N (VM9). Observou-se que a carga de fratura da porcelana de cobertura da coroa Ce-TZP/A está relacionada com as propriedades térmicas das respectivas porcelanas de cobertura.

Guazzato et al.²⁴, 2010, reportaram resultado de estudos clínico com restaurações com base em zircônia, indicando que a resistência da infraestrutura de zircônia é suficiente para suportar forças mastigatórias. Foi estudado o desenvolvimento espontâneo de trincas (lascamento e ruptura) entre a porcelana de cobertura e a zircônia como um resultado de estresse térmico induzido pela mudança de espessura e taxas de resfriamento. Usando esferas de zircônia com 7,8 mm de diâmetro com porcelana de cobertura com 1,5 mm (proporção de espessura 1:2) e 2,5 mm (proporção de espessura 1:1) de 5 porcelanas comercialmente nominalmente compatíveis. Um grupo para cada proporção, com 10 espécimes cada, foi fabricado com ciclo de queima nas recomendações do fabricante e outro grupo com modificação para rápido resfriamento, por abertura do forno e retirada imediata à queima. Foi usada a técnica de aplicação convencional com primeira dentina, segunda dentina (quando se fez o resfriamento rápido), quando se analisou visualmente com aumento de 10 vezes, se havia presença de trincas. Análises de regressão mostraram associação positiva entre a ocorrência de trincas e três covariantes (material, espessura e taxa de resfriamento). A incidência de trincas e ruptura da porcelana de cobertura aumentou com um resfriamento rápido e com a espessura, nas diferentes combinações de zircônia e porcelana de cobertura. Concluíram que a incidência de trincas aumenta com o aumento da espessura da porcelana de cobertura e rápida taxa de resfriamento em sistemas de zircônia/porcelana de cobertura nominalmente compatíveis na configuração geométrica dos espécimes testados.

Em 2010, Christensen, Ploeger¹⁸, conduziram um ensaio clínico controlado e randômico para determinar se haveria diferença no desempenho entre PPF com infraestrutura em liga metálica, zircônia e aluminas revestidas com porcelanas prensadas ou em aplicação convencional. Estudaram-se próteses fixas posteriores com 3 elementos em 10 diferentes combinações de infraestruturas e porcelana de cobertura feita por 115 dentistas preparados e treinados para padronizar os procedimentos clínicos. Os pacientes (96 homens e 163 mulheres com idade média de 50 anos) deveriam possuir dentes antagonistas e adjacentes à prótese em

teste boa saúde geral; sem necessidade de tratamento de problemas oclusais; sem doença periodontal ativa; insensibilidade ao material de estudo. Anualmente, as próteses foram avaliadas de acordo com 17 critérios, e dois pesquisadores independentes classificaram-nas clinicamente, por meio de modelos analisados por microscopia eletrônica de varredura e fotografias clínicas. Resultando em 3 infraestruturas em metal e 5 em zircônia testadas sem diferença estatística, com zero e duas fraturas, respectivamente. A infraestrutura em alumina apresentou 11 fraturas (Aichi Japan e Pulse interface - Jansen Dental, North Haven, Conn.) e foram melhores com zircônia que com infraestrutura metálica, respectivamente. Quatro porcelanas de cobertura sem leucita usadas com zircônia tiveram substancialmente mais fraturas. Concluíram que 5 infraestruturas em zircônia foram igualmente bem e foram comparadas estatisticamente com infraestruturas metálicas após 3 anos. As metalocerâmicas apresentarem o melhor desempenho com nenhuma fratura em infraestrutura, 28% das próteses teve fratura da porcelana de cobertura e taxa de sobrevida Kaplan-Meier de 95%. As infraestruturas em zircônia e porcelana de cobertura tiveram o segundo melhor desempenho, com duas fraturas de infraestruturas e 56% das próteses tiveram fratura na porcelana de cobertura com taxa de sobrevida Kaplan-Meier de 86%. Porcelana de cobertura CZR *press* para zircônia foi exceção, com desempenho comparado com o da metalocerâmica. De 34 Infraestruturas de alumina, 11 apresentaram fratura e taxa de sobrevida Kaplan-Meier de 68%.

Baldissara et al.⁸, 2010, avaliaram *in vitro* a translucência da infraestrutura em zircônia para coroas unitárias fabricadas por diferentes sistemas CAD/CAM (Lava com 0,3 e 0,5 mm, IPS e.max ZirCAD, VITA YZ, Procera AllZircon, Digizon e Cercon Base), e como controle usaram o dissilicato de lítio IPS e.max Press. Foram preparadas 5 infraestruturas para cada grupo obedecendo às recomendações de cada sistema. A translucência foi mensurada sob uma lâmpada alógena de 150 W pelo método da transmissão direta com o foto radiômetro digital montado em câmara escura. A mensuração foi repetida por 3 vezes para cada espécime. ANOVA e o teste de Bonferroni ($\alpha = 0,05$) mostram que todas as zircônias demonstraram diferentes níveis de transmissão de luz, sendo os espécimes em Lava os que mostraram maiores valores. A translucência foi significativamente baixa ($P = 0,001$) que aqueles de controle em dissilicato de lítio vidro cerâmico.

Saito et al.⁵⁶, 2010, estudou a relação entre o coeficiente de expansão térmica (CET) e a resistência ao cisalhamento da porcelana de cobertura às infraestruturas em zircônia, comparando com a da metalocerâmica (MC). Usou como substrato para adesão: zircônia Katana (Noritake Dental Supply Co, Ltd, Miyoshi, Japan), uma liga de ouro (DeguDent U;

DEG) e porcelana feldspática (Super Porcelain AAA, Noritake). Um total de 48 discos em zircônia pré-sinterizada foram cortados na máquina de corte Katana (H-18; Noritake Dental Supply Co, Miyoshi, Japan) e sinterizada em um forno específico (Katana F-1, Noritake Dental Supply Co, Ltd) a 1400°C por 90 minutos. Dezesesseis discos em metal (11x 2,8 mm) foram fundidos em liga de ouro para restaurações MC, usando padrões em resina acrílica cortados em máquina de precisão (IsoMet Low Speed Saw; Buehler Ltd, Lake Bluff, IL; USA), incluídos em revestimento e fundidos. As seis porcelana de cobertura, Super Porcelain AAA para metal (Noritake) e Cerabien ZR (Noritake), Cercon ceramkiss (DeguDent GmbH), IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), Vintage ZR (Shofu, Inc, Kyoto, Japan) e VITA VM9 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) foram aplicadas na técnica manual com auxílio de um dispositivo metálico para padronização de forma e tamanho, sendo necessário até duas queimas, de acordo com os ciclos de queima recomendados pelos fabricantes. Cada espécime foi incluído em resina acrílica para o teste de cisalhamento de acordo com desenho ISO/TR 11405. Os ensaios de cisalhamento foram realizados em máquina de ensaios universal (model 5567; Instron Corp, Norwood, Mass) com célula de carga 5-kN a velocidade de 0,5 mm/min. Para o grupo liga de ouro/cerabien ZR o ensaio de cisalhamento não foi possível, pois houve descolagem da zircônia e porcelana durante o procedimento de queima. Após o cisalhamento as superfícies foram observadas com microscópio ótico (Stemi DV4; Carl Zeiss MicroImaging GmbH, Gottingen, Germany) com aumento de 32 vezes e as fraturas classificadas dentre 3 categorias: A (falha adesiva da porcelana de cobertura/ interface do substrato); AC (combinação de falha adesiva e coesiva); C (sem falha coesiva da porcelana de cobertura). Uma amostra representativa foi selecionada de cada grupo e examinadas por microscopia eletrônica de varredura (S-4300; Hitachi High-Technologies Co, Ltd, Tokyo, Japan) e por difração de Raios-X (MiniFlex II, Rigaku Corp, Tokyo, Japan). Os autores concluíram que as discrepâncias nos CET entre porcelana de cobertura e zircônia Katana afetou significativamente a resistência ao cisalhamento do sistema zircônia/porcelana.

Göstemeyer et al.²⁸, 2010, testaram a hipótese de que o resfriamento lento da porcelana pode influenciar a força de união entre infraestrutura em zircônia e a porcelana de cobertura. Quatro diferentes porcelanas de cobertura recomendadas para zircônia (Lava Ceram, Triceram, VM9 e Zirox) foram queimada sobre espécimes em Y-TZP (Lava Frame) em placas retangulares (25 mm X 8 mm X 1,25 mm), aplicando resfriamento rápido, (retirados imediata do forno e resfriados na temperatura ambiente), ou uma taxa de resfriamento lento (resfriamento foi dentro do forno com redução da temperatura controlada

da temperatura de sinterização até T_g). O ensaio de resistência à flexão em quatro pontos foi utilizado para determinar a carga crítica para induzir a trinca em extensão na interface infraestrutura de zircônia e a porcelana de cobertura, para calcular a taxa de liberação da energia (G , Jm^{-2}). Adicionalmente, o coeficiente de expansão térmica (α , ppm. K^{-1}) entre 50°C e 450°C (α_1) e na região de temperatura acima da temperatura de transição vítrea (α_2) foram medidos por dilatometria. Para todos os espécimes o valor de liberação de energia foram mais baixos para o resfriamento lento que para o resfriamento rápido. Significante diferença foi encontrada entre os grupos Triceram e VM9 ($p < 0,05$). Concluiu-se que o resfriamento lento da restauração em zircônia pode aumentar o risco de delaminação adesiva entre infraestrutura e porcelana de cobertura.

Bonfante et al.¹⁴, 2010, avaliaram o nível de estresse na camada infraestrutura e a camada de porcelana de cobertura da coroa em zircônia (comparando uma alternativa de desenho da infraestrutura versus desenho convencional) sobre simulação mecânico-térmica e submetido à modelo de laboratório que simula fadiga da movimentação da boca. As dimensões de um primeiro molar inferior foram importadas por software (CAD) e um dente foi preparado como modelo. Uma coroa foi desenhada usando o espaço entre o dente original e o dente preparado. A alternativa de infraestrutura apresentava um adicional ombro lingual que reduz a porcelana de cobertura da cúspide lingual. Análise de elemento finito avaliou a principal área de máximo residual estresse na infraestrutura e na porcelana de cobertura de ambos os desenhos sobre carga e quando resfriado de 900°C para 25°C. Coroas foram fabricadas e fadigadas com movimentos bucais in vitro, gerando a curva mestre Weibull e dados de confiabilidade. Modelo térmico mostrou área de baixo estresse residual através da cúspide lingual em ambos os grupos. Simulação mecânica representa uma mudança nos níveis de estresse para a infraestrutura no projeto alternativo em comparação com o modelo padrão. Significativamente maior confiabilidade foi encontrada para a infraestrutura alternativa. Independentemente da configuração alternativa, simulações térmica e mecânica por computador demonstraram estresse na concepção da infraestrutura alternativa comparável ou superior à da configuração padrão, respectivamente. Tal cenário mecânico provavelmente levou à maior confiabilidade do projeto alternativo quando submetido à fadiga.

Em 2010, Heintz, Rousson³⁰, em revisão sistemática avaliaram e compararam a frequência de lascamento da porcelana de cobertura e fratura da infraestrutura de zircônia (PFZ) e em Metal (PFM) de prótese fixas parciais para determinar possíveis fatores de influência. Para desenvolver a revisão usaram banco de dados de bibliotecas eletrônicas, com principal objetivo em estudos clínicos onde os lascamentos foram divididos em três grupos:

grau 1 = polimento, grau 2 = reparo, grau 3 = troca da PPF. Neste estudo foram incluídos 664 elementos com infraestrutura em zircônia e 134 em metal, com reavaliação clínica em 595 e 127, respectivamente, PFM. A média do período de observação foi de 3 anos. A frequência de fratura da infraestrutura foi de menos de 1% para zircônia e 0% para metal, para lascamento da porcelana de cobertura foram 142 (24%) para zircônia e 43 (34%) para metal. Após ajustes a sobrevida das PFZ foi de 90% após 3 anos e PFM 97%, levando em consideração os três graus de lascamento. Concluíram os autores que a frequência de lascamento é significativamente alta para ambos e novos estudos precisam ser realizados com prioridade para refinamento dos procedimentos laboratoriais podendo reduzir estes índices.

Cho et al.¹⁷, 2011, estudaram as características das fraturas em coroas de porcelana, conforme o desenho da infraestrutura. Um modelo do primeiro molar inferior, em três dimensões, foi obtido por um escâner ótico (S600, Zirkonzahn, Italy), então um preparo clássico para coroa foi criado no software CAD (Zirkonzahn Modellier, Zirkonzahn, Italy). O arquivo digital CAD do preparo foi importado para a máquina de fresagem para produzir o preparo em resina acrílica (PMMA). Diferentes desenhos da infraestrutura foram usados, baseados na espessura marginal do colar de zircônia: 0,0 mm de colar de zircônia (grupo 1), 0,5 mm (grupo 2), 1,0 mm (grupo 3) e 2,0 mm (grupo 4). As infraestruturas foram fabricadas pela técnica CAD/CAM (CAD/CAM M5, Zirkonzahn, Italy) e receberam porcelana de cobertura (IPS e.max Ceram) pela técnica de aplicação por camadas manualmente. Todos exemplares foram cimentados (RelyX Unicem, 3M/ESPE) no correspondente dente preparado. Em cada grupo tinha 10 espécimes e destes, oito foram testados sob compressão até fratura em uma máquina de testes universal à velocidade de 1,0 mm/min, a 0,5 mm lingualmente na cúspide mesiodistal. Os outros dois espécimes foram submetidos ao ensaio de fadiga a 50.000 ciclos de 200 N, com frequência de 15 Hz, até fraturar. A análise de fratura das coroas foi realizada por meio de microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os resultados do ensaio de fadiga da porcelana de cobertura foram em média: Grupo 1 = 1411 N, Grupo 2 = 1428 N, Grupo 3 = 1596 N e no Grupo 4 = 1621 N. As infraestruturas mostram valores de resistência à fratura crescente com o aumento da espessura do colar de zircônia. A análise por MEV revelou que a fratura dos espécimes ocorreu principalmente pelo crescimento da trinca, iniciada a partir de porosidades dentro da porcelana de cobertura. Em conclusão, de acordo com o teste de fratura, quanto maior a espessura colar de zircônia maior resistência à fratura da porcelana de cobertura.

Baldassier et. al.⁹, 2011, em modelo de falha por fadiga, comparou PPFs implanto-suportadas de três elementos em zircônia, realizadas em modelo mestre onde réplicas de

implantes foram posicionadas na região do segundo pré-molar direito e segundo molar direito com pântico no primeiro molar. A porcelana de cobertura (Nobel Rondo porcelain) foi aplicada pela técnica manual e técnica prensada (Nobel Rondo Press) (n=6). Duas coroas de cada tipo foram submetidas à carga estática em máquina de testes universal (Modelo 5566, Instron Corporation, Canton, MA) com uma ponta de tungstênio esférica de diâmetro de 6,25 mm e apresentaram média de lascamento da porcelana de cobertura aplicada manualmente com carga de 1316 N e a fratura da infraestrutura com carga de 1744 N, quando a PPFs era com porcelana de cobertura prensada apresentaram 1241 N e 1680 N, respectivamente. A aplicação do teste estresse acelerado e repetitivo (SSALT – Step-stress-accelerated-life-testing) foi feito em água com aplicação do contato na ponta de cúspide lingual que estava com 30° de inclinação para simular a situação bucal e os resultados foram computados em 1279 ± 57 N. O estresse iniciou de 5-15% da média de carga estática que levou a falha e a máquina simuladora de movimentos bucais ELF 3300 (EnduraTEC Division of Bose). A falha foi identificada por luz polarizada (Leica MZ APO; Leica) e por MEV. Os dados foram comparados usando análise de teste de fadiga (Alfa-7-Pro, Reliasoft). Propagação de trincas foi observada na porcelana de cobertura durante fadiga e a maioria das PPFs demonstrou lascamento como falha dominante no modelo, porém nenhuma fratura da infraestrutura foi observada. As porcelanas de cobertura prensadas apresentaram falhas mais precoces com carga de 696 ± 149 N enquanto que as com porcelana de aplicação manual foi de 882 ± 61 N. A confiabilidade para uma carga de 400 N a 100 K ciclos indicaram valores de 0,84 (0,98-0,24) para porcelana de cobertura de aplicação manual e 0,50 (0,82-0,09) para a porcelana de cobertura prensada. Após testes de fadiga acelerado os autores concluíram que ambas as técnicas de aplicação de porcelana de cobertura sobre zircônia são resistentes às cargas mastigatórias, sugerindo que esta restauração tem aplicação clínica na região de dentes posteriores, mas a porcelana prensada foi mais susceptível ao lascamento na área de pântico, sugerindo que a técnica de aplicação manual tenha menor chance de fratura da porcelana de cobertura.

Rekow et al.⁵¹, 2011, afirmaram que o sucesso clínico das modernas porcelanas dentais dependem de um conjunto de fatores. Com o objetivo de sumarizar resultados clínicos, experimental e analítico revisaram a mais recente literatura, onde verificaram que a sobrevida clínica ainda não chegou ao padrão ouro da metalocerâmica (MCRs). Procedimentos laboratoriais e clínicos podem comprometer a qualidade da interface infraestrutura e porcelana de cobertura; o estresse residual pode resultar da incompatibilidade entre o coeficiente de expansão térmica da infraestrutura e o da porcelana de cobertura;

efeitos do desenho da restauração no sucesso clínico e as inovações nos processos podem interferir no tempo de vida clínica da restauração. Além disso, a posição dentária, fatores particulares do paciente (idade, gênero, frequência de tratamentos, história dentária, cáries recorrentes e fatores periodontais) e fatores relacionados ao profissional dentista, podem afetar a sobrevida, mas nem sempre são reportados. Os autores destacaram várias taxas de sobrevida para variados tipos de porcelana pura. Destacaram que após 5 anos a taxa de sucesso de 95,6% para restaurações metalocerâmicas onde a maior incidência de falhas é a fratura da porcelana de cobertura, particularmente em, prótese implanto suportada cujo antagonista é outra prótese implanto suportada. Para restaurações produzidas pelo sistema CAD/CAM existem diferentes taxas de sobrevida, pois são diferentes tipos de materiais. A taxa de falhas para restaurações em vidro cerâmico 18,18% excedem aquelas taxas para porcelanas feldspática e alumina 1,19%. As fraturas em infraestruturas de zircônia são raras, de 0% a 6% para um período de 3 a 5 anos, enquanto para alumina infiltrada é de 10% a 12% . As fraturas em infraestruturas em zircônia ocorrem em conectores e em PPFs de 4 ou mais elementos, ou quando envolvem segundos molares como pilar. As porcelanas de cobertura fraturam ou sofrem lascamentos, devido às trincas incorporadas, as quais resultam de estresse de tensão devido diferença de coeficiente de temperatura e condutibilidade térmica entre os materiais. Além disso, a oclusão concentra carga sobre estas mínimas trinca que gradualmente tornam-se maiores durante o ciclo mastigatório, orientadas perpendicularmente penetram em profundidade na porcelana.

Revisando a literatura, Guess et al.²⁶, 2011, observaram que nas ultimas três décadas houve uma demanda crescente de tratamentos com cerâmicas puras. Zircônia, especificamente a Y-TZP, com excelentes propriedades mecânicas, tem apresentado crescente uso clínico como infraestrutura para coroas unitárias, pequenas PPFs para vários elementos e mesmo para arco total, munhões (*abutments*) para implantes e PPFs sobre implantes. Zircônia pode ser considerada como um confiável material para infraestrutura com taxas baixas de falhas reportadas quando comparado com outras cerâmicas dentárias. Porém, devido aos lascamentos ou fraturas precoces da porcelana de cobertura tem estimulado pesquisadores a entender melhor o problema, tendo sido apontada a interação térmica entre a infraestrutura e a porcelana de cobertura, seus respectivos processos técnicos e o efeito da configuração da infraestrutura no suporte da porcelana, na tentativa de aumentar a vida útil próteses dentárias.

Tholey et al.⁶⁷, 2011, verificaram que a ocorrência dos lascamentos das porcelanas de cobertura com infraestrutura em Y-TZP ser o resultado da variação do desenho e regime de resfriamento recomendados para reduzir este comportamento. Então, investigaram o gradiente

da temperatura durante rápido e lento resfriamento nas infraestruturas de desenho convencionais e anatômico foram comparados para determinar a influencia das taxas de resfriamento na tensão residual. O objetivo foi quantificar o gradiente de temperatura na porção interna e externa da coroa durante dois métodos de diferentes resfriamentos. No primeiro método a coroa foi removida do forno após começar o resfriamento e no segundo método a coroa foi resfriada até a temperatura de transição vítrea (600°C) para ser removida. Observação direta da tensão residual foi feita no polarímetro ótico e finas camadas da porcelana de cobertura. Os resultados mostraram que o resfriamento lento diminui as diferenças de temperatura, mas a diferença ainda foi de 88°C. No resfriamento rápido a diferença foi mais de 100°C na infraestrutura uniforme e de 140°C para a infraestrutura anatômica para a temperatura acima da fase de transição vítrea. Concluindo, então que, o resfriamento lento, durante o revestimento final das restaurações dentárias com infraestrutura de zircônia, reduz os gradientes de temperatura e tensões residuais na camada de porcelana, que representam uma possível causa para o lascamento. A infraestrutura anatômica não mostrou a mesma medida de redução.

Stawarczyk et al.⁶³, 2011, determinaram a carga de fratura de quatro porcelana de cobertura manualmente aplicada e quatro prensada, com infraestrutura em zircônia, após simulação de função em coroas de dente anterior. A infraestrutura foi produzida nas dimensões padrão 0,8 – 1,1 mm e a porcelana de cobertura com no máximo 1,6 mm. A ciclagem foi com carga abaixo de 49 N por 1,2 milhões de vezes a uma frequência de 1,7 Hz, variação térmica de 5°C a 50°C a cada 120 segundos. As porcelanas prensadas apresentaram significante carga menor para fratura (543-577 N) comparado com manual (805-1067 N), mas nenhuma diferença estatística foi observada. As fraturas forma menores na porcelana prensada. Mesmo tendo ocorrido fratura da infraestrutura em alguns corpos de prova, as porcelana prensadas mostram o lascamento em maior quantidade.

Göstemeyer et al.²⁹, 2012, estudaram os efeitos da diferença no comportamento da expansão térmica na porcelana de cobertura na sua adesão ao Y-TZP, usando um modelo de fratura mecânica. Nesta investigação sete porcelanas de cobertura (VM7, VM9, VM13, Lava Ceram, Zirox, Triceram, Allux) e uma zircônia (Y-TZP) foram testadas. Coeficiente de expansão térmica e temperatura de transição vítrea foram determinados por cálculo do estresse residual (MPa) entre a infraestrutura e a porcelana de cobertura. Subsequentemente, a porcelana de cobertura fora queimada sobre uma placa de zircônia retangular. Então os espécimes foram submetidos à carga pelo teste de quatro. A carga crítica para induzir trinca em extensão na interface de adesão foi avaliada para calcular o nível de energia desprendida

(G, J/m²) para cada sistema. O estresse residual mediram de -48,3±1,5 MPa (VM7) para 36,1 ± 4,8 MPa (VM13) com significante diferença entre todos os grupos (p<0,05). A taxa de energia de deformação dos espécimes Y-TZP/porcelana de cobertura variaram de 8,2 ± 1,7 J/m² (Lava Ceram) para 17,1 ± 2,8 J/m² (VM9). Valores para G resfriamento não foram obtidos com os espécimes de VM7, Allux e VM13 devido a espontânea delaminação ou instabilidade com crescimento de trincas. Exceção para Triceram e Zirox, taxas de energia despreendida fora significativamente diferente entre todos os grupos (p<0,05). Logo concluíram que o estresse residual térmico e a taxa de liberação de energia foram correlatos. Leve estresse compressivo na região de -20 MPa fora benéfico para a adesão na interface de Y-TZP/porcelana de cobertura. Estresse elevado ou abaixo deste valor exibem decrescente adesão.

Raigrodski et al.⁵⁰, 2012, elaboraram revisão sistemática para avaliar a sobrevida e complicações de PPFs com infraestrutura em zircônia. Na base de dados PubMed e busca manual foi feita uma cuidadosa busca para identificar o objetivo principal. Estudos clínicos publicados em língua inglesa de Janeiro de 1999 a Junho de 2011 foram identificados e incluídos. Dose estudos clínicos em zircônia, desenho da infraestrutura e técnica de aplicação da porcelana de cobertura estavam nos critérios de inclusão. O estudo identificou: um era um randômico estudo clínico com resultados de 3 anos de avaliação; outros 11 estudo *cohort* prospectivo de 2 a 5 anos; um estudo envolvendo cerâmica prensada com porcelana de cobertura e acharam ausência de lascamento na porcelana de cobertura após 3 anos. Os estudos clínicos foram agrupados de acordo com as dimensões dos conectores (>9 mm² ou ≤9 mm²). Complicações técnicas e biológicas foram usadas para determinar as falhas nas restaurações e a mais prevalente complicação técnica foi o lascamento da porcelana de cobertura, seguido da fratura da infraestrutura, perda da retenção e discrepância marginal. As complicações biológicas foram cárie secundária, complicações endodônticas, fratura do dente preparado e doença periodontal. A taxa de sobrevida foi de 73,9% para 100% com os 12 estudos, sendo que cinco deles reportaram 100% na taxa de sobrevida, somente 1 estudo reportou 73,9% e o restantes 6 estudos a taxa de sobrevida esteve entre 88,2% e 96,6%. Adicionalmente os autores observaram que o desenho da infraestrutura obedecendo a anatomia reduzidas dos dentes podem resultar em um baixo índice de fratura da porcelana de cobertura e a espessura da infraestrutura mínima de 0,5 mm para 0,7 mm e do conector entre 9 mm² e 16 mm². A meta-análise demonstrou bons resultados clínicos em longo prazo para PPFs com infraestrutura metálica. Os dados sugerem que infraestrutura em zircônia para próteses dentárias podem servir com uma alternativa para as metalocerâmicas tanto para

dentes anteriores como posteriores.

Schmitter et al.⁵⁸, 2012, em estudo *cohort* prospectivo avaliou desempenho de próteses parciais fixas (PPFs) com infraestrutura em zircônia, dento-suportada e extensas. Foram incluídos casos que apresentavam dentes antagonistas, dentes vitais ou tratados endodonticamente e na posição própria no arco dental. Foram excluídos pacientes com bruxismo, com doença periodontal, grávidas e lactantes. Trinta PPFs com extensão de 36 mm a 46 mm (média de 40,33 mm), como 4 a 7 elementos, com dimensão de aproximada de 9 mm² nos conectores e que foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro (19 PPFs na região de dentes posteriores e 11 na região de dentes anteriores). O desenho do preparo foi modificado para ficar de acordo com o recomendado para infraestrutura em zircônia, com chanfro de no mínimo 0,8 mm reduzindo circularmente, redução oclusal de 1,5 a 2 mm e taxa do ângulo de conicidade entre 6° a 8°. O desempenho das PPFs foi conforme os seguintes quesitos: avaliação estética, falhas, hipersensibilidade/vitalidade dos dentes, cárie secundária, profundidade de bolsa periodontal, perda da cimentação e lascamento da porcelana de cobertura, desde a fase inicial à depois de 5 anos. Análise de regressão Cox foi usada para identificar os fatores de risco. Houve 16 falhas após 5 anos. Fratura da infraestrutura ocorreu em duas PPFs, quatro tiveram que ser recimentadas, um dente pilar teve que ser tratado endodonticamente, um dente pilar teve fratura e 8 PPFs apresentaram fratura coesiva da porcelana de cobertura após 40,7 ± 11,8 meses. Quatro PPFs tiveram que ser refeitas, a sobrevida foi de 82%. A estética foi classificada como excelente no início e bom na avaliação de 5 anos. A análise de regressão Cox mostrou que tanto posição como a duração das FDP foram fator de risco para falhas ou fraturas. Comparando com resultados prévios de 2 anos de publicações, a incidência cresceu drasticamente. Adicionalmente, ficou evidenciado que a PPFs de grande extensão na região de molares são mais de maior risco de falhas que as na região anterior. Lascamento da porcelana de cobertura parece ser a maior falha na PPFs extensas após 5 anos ocorrendo em aproximadamente 27%.

Sorrentino et al.⁶¹, 2012, avaliaram em estudo prospectivo de tratamento clínico, após 5 anos de função, o desempenho de PPFs de três elementos com infraestrutura de zircônia. Trinta e sete pacientes receberam 48 PPFs com infraestrutura de zircônia de três elementos envolvendo pré-molares e molares com: saúde periodontal; posição própria no arco dental com eixo adequado para PPFs; altura ocluso-cervical da coroa clínica (≥ 4 mm) para a retenção da FDP; vitalidade ou tratamento endodôntico; dente antagonista natural ou prótese fixa. Os preparos dos dentes foram padronizados e executados com previa calibragem. A construção das infraestruturas foi pelo sistema CAD/CAM com 9 mm² na união coroa/pôntico

(conector) e espessura mínima da infraestrutura de 0,6 mm nos pilares. A restauração PPFs foi cimentada com cimento a base de resina. Os pacientes foram chamados para avaliação inicial após 7 dias da cimentação, quando moldagem de alginato, radiografias periapicais e fotografias foram feitas, para posterior avaliação da sobrevida das restaurações, infraestrutura e porcelana de cobertura, após 1, 6, 12, 24, 36, 48 e 60 meses. Os resultados técnicos e estéticos foram examinados pelo critério USPHS (*United State Public Health Service*). Os resultados biológicos foram analisados com relação aos preparos dentários e dentes contralaterais. A estatística descritiva foi executada. Todas PPFs completaram o estudo resultando em 100% de taxa de sobrevida acumulativa com 91,9% de taxa de sucesso. Não houve perda de retenção. Quarenta e duas restaurações foram classificadas como alfa em todos os parâmetros medidos. Somente em três restaurações foi observado pequeno lascamento. Não houve diferença significativa entre parâmetros periodontais dos testes e controle dos dentes. Os resultados clínicos de 5 anos provam que 3 unidade de PPFs com infraestrutura em zircônia e em dentes posteriores são sucesso pelo em médio período para ambas as função e estética. As Zircônias podem ser consideradas como um promissor substituto para as infraestruturas metálicas quando usado em próteses em dentes posteriores com curta extensão.

Kim et al.³⁴, 2012, apresentou os resultado de uma modificação na infraestrutura de zircônia devido a cor opaca da zircônia que pode comprometer a estética, especialmente na região cervical vestibular. Um colar em porcelana de cobertura, feldspática, na cervical vestibular pode ser uma alternativa. No entanto, a resistência desta modificação na infraestrutura para uma coroa de zircônia é desconhecido, por isso comparar a carga de fratura de coroas de zircônia de acordo com a espessura da infraestrutura e desenho com colar cervical vestibular se fez necessário. Quarenta e oito coroas de zircônia foram confeccionados e divididos em 4 grupos: Grupo padrão infraestrutura (0,5 mm de espessura, 0,2 mm de altura colar cervical vestibular); sem colar (espessura 0,5 mm de espessura); Grupo colar modificado (0,7 mm de espessura, 0,2 mm de altura colar) e (0,7 mm de espessura incluindo a altura do colar). A carga de fratura para as coroas foi medida em uma máquina universal de ensaios. *One-way* ANOVA e o teste de Tukey HSD para a análise *post hoc* foram usados para a análise estatística ($\alpha = 0,05$). Dez coroas de zircônia adicionais foram fabricados para testar o efeito de cargas cíclicas na resistência à fratura entre os grupos e os dados foram analisados com o teste de Mann -Whitney. Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, dizer que o grupo I mais espesso teve a maior resistência à fratura, mas o grupo sem colar utilizando uma espessura de 0,5 mm de espessura não foi significativamente diferente da infraestrutura

padrão. Logo o colar vestibulo cervical pode ser usado para melhor estética sem diminuir a resistência de coroas em dentes anteriores.

Bonfante et al.¹⁵, 2012, simulou o coeficiente de expansão térmica (CET) gerando estresse no metal monolítico e coroas de cerâmica, e a incompatibilidade de CET apresentada entre metal, alumina, ou infraestruturas de zircônia com porcelana de cobertura, quando resfriados do processamento de alta temperatura. Um modelo digital 3D de uma coroa de um primeiro molar inferior foi gerado. A preparação do dente composto redução de paredes proximais de 1,5 mm e de superfícies de oclusão por 2,0 mm. Sistemas de coroa foram monolíticos (porcelana pura, alumina, metal ou zircônia) e infraestruturas (metálica, zircônia ou alumina) e uma camada de porcelana de cobertura. O modelo foi termicamente carregado de 900°C para 25°C, gerando gráficos 3D das regiões com tensão máxima principal no material de infraestrutura e porcelana de cobertura. O sistema metalocerâmica e zircônia com porcelana de cobertura mostraram áreas de compressão na cúspide vestibular ou bucal, enquanto alumina com porcelana de cobertura apresentou área de tração. Na interface entre os dois materiais, observaram-se áreas de compressão para o sistema de metalocerâmico, levemente tração para a zircônia/porcelana, e maiores magnitudes de tensões de tração para a alumina/porcelana. Foram registradas ainda tensões cada vez mais compressivas para o metal, alumina, zircônia, e sistemas monolíticos em porcelana pura e observadas variações nos níveis de estresse térmico residual entre sistemas de bicamada e sistemas monolíticos ou porcelana pura, devido à interação entre a configuração da coroa e propriedades dos materiais.

A confiabilidade e a longevidade de próteses cerâmicas tornaram-se uma grande preocupação para clínicos e cientista. Os estudos existentes têm-se centrado em algumas questões críticas do ponto de vista clínico, mas cada vez mais as pesquisas são necessárias para lidar com as ciências fundamentais e questões de fabricação para garantir a longevidade e durabilidade das próteses de cerâmica. Zhang et al.⁷², 2012, explorou como as respostas térmicas e mecânicas seriam "sensíveis", em termos de mudanças de temperatura e tensão residual térmica dos sistemas cerâmicos bicamadas e modelos com coroa foram com relação à perturbação das variáveis de projeto escolhido (por exemplo, espessura da camada e do coeficiente de transferência de calor), de uma forma quantitativa. Três modelos de cerâmica bicamadas com diferentes geometrias são considerados: (i) uma placa de bicamada simples, (ii) um triângulo simples bicamada, e (iii) uma coroa-bi camadas de simetria axial. A espessura da camada e coeficiente de transferência de calor por convenção (ou taxa de resfriamento) pareceu ser mais sensíveis para a porcelana fundida em modelos de substrato de zircônia. As sensibilidades resultantes indicaram uma importância crítica do coeficiente de

transferência de calor e uma relação espessura da infraestrutura sobre as distribuições de temperatura e as tensões residuais em cada um dos modelos. Os resultados forneceram uma base quantitativa para avaliar os efeitos das incertezas de fabricação e viabilização do projeto de próteses de cerâmica.

Em 2013, Kimmich, Stappert³⁶, revisaram as bases de dados PubMed e fizeram buscas no Google Scholar, bem como buscas manuais de literatura científica, resultando em 300 artigos de 1977 a 2012. Os autores usaram várias palavras chaves (porcelana, cerâmicas, reparos, adesão, ácido hidrofúorídrico, abrasão à ar, silanos, fosfatos, dióxido de silicone) e diversas estratégias para encontrar os dados. Definiram que todos os sistemas de cerâmica dental experimentam falha na porcelana de cobertura. No entanto, nos últimos anos houve crescimento da popularidade dos sistemas de porcelana pura para coroas isoladas ou em próteses parciais fixas (PPF). As porcelanas puras parecem ser mais susceptíveis a fratura da porcelana de cobertura. A vida útil clínica sugere que restaurações em porcelana pura sejam limitadas, mas avaliações prolongadas mostram que a sobrevida do sistema para coroas unitárias seja similar à em PPF. Porém salientaram a importância de que os investigadores têm reportado serem significativamente mais elevados níveis de falhas na porcelana pura que nas próteses parciais fixas metalocerâmicas (PPFMC). Adicionalmente, dados clínicos revelam que PPF em porcelana pura sobre implante não apresentam suficientes níveis de resultados para suportar evidência científica. Porém, alguns estudos também mostram que modelo de fratura nas porcelanas puras tem mudado substancialmente com o uso de óxido de zircônia como material para infraestrutura e que suporta altos níveis de carga. Na literatura contém poucos relatos de fratura da infraestrutura em zircônia como base de restaurações, tanto para PPF com coroas totais como com de retenção interna. Mas os resultados mostram que a principal falha no sistema de infraestrutura em zircônia seja o lascamento da porcelana de cobertura. O lascamento da porcelana de cobertura apresentou de 0% a 54% em PPF com infraestrutura em zircônia e aparecem comumente de um a três anos de observação. A provável etiologia dos lascamentos está na diferença do coeficiente de expansão térmica que gera tensão na interface entre os dois materiais (zircônia e porcelana de cobertura). Porém existem controvérsias no exato limite para a diferença de coeficiente de expansão térmica. Outro indicativo para etiologia do lascamento está na baixa condutividade térmica da zircônia, pois durante o resfriamento, tensões residuais são geradas na porcelana de cobertura devido ao gradiente térmico entre os materiais, onde um resfria mais rápido (porcelana de cobertura) que o outro (zircônia), propagando trincas profundas na porcelana de cobertura, sendo esperado que esta propagação seja diretamente proporcional a espessura da porcelana

de cobertura, especialmente com o resfriamento rápido. Outro fator importante que influencia o lascamento da porcelana de cobertura é o desenho da infraestrutura, sua espessura e consequente espessura da porcelana de cobertura por promoverem melhor suporte para porcelana ou ainda reportam que ocorra uma melhor distribuição da tensão residual.

Preis et al.⁴⁷, 2013, investigaram a influência da inclinação e curvatura das cúspides no comportamento das falhas e resistência à fraturas da porcelana de cobertura de coroas com infraestrutura em zircônia. Nos testes cinco grupos de infraestruturas em zircônia foram fabricados modificando a inclinação das cúspides (S, íngreme = 45°; M, média = 30°; F, plano = 10°) e curvatura (P = acentuada; R = arredondado; O = baixa curvatura). Combinações MP, MR, SP, SR e FO foram investigadas. Todas as coroas foram fixadas em dente de polimetilmetacrilato, termicamente ciclados e testados mecanicamente com carga. Falhas foram monitoradas e resistência a fratura foram determinado após o envelhecimento pela ciclagem. Coroas foram analisadas fractograficamente em microscópio eletrônico de varredura. Lascamento foram observados durante a termociclagem e teste mecânico (TCML) nos grupos MR 1 vez, SP 6 vezes e SR 3 vezes. O tamanho do defeito variou entre 0,12 mm² (MR) e 17,28 mm² SP. As falhas iniciaram no contato oclusal. Média de carga para fratura variou significativamente entre 1354,2 ± 360,0 N (SR) e 3155,8±444,4 (FO). Concluíram então que a inclinação e curvatura de cúspides influenciaram durante TCML e teste mecânico de carga. Coroas com inclinação média e curvatura acentuada ou arredondada são recomendadas para aplicação clínica por terem revelado alta resistência ao lascamento. Inclinação íngreme especialmente combinada com curvatura pontiaguda mostrou taxa aumentada de lascamento por diminuir a força carga de fratura. Os resultados mostraram que há necessidade de considerações para determinar parâmetros para o desenho da camada de porcelana de cobertura para reduzir as falhas em coroas zircônio-porcelana.

Nothdurft et al.⁴⁴, 2013, avaliaram in vitro uma proposta de influência da geometria da subestrutura no comportamento da fratura do munhão, pilares (*abutments*) (Compatis, DeguDent GmgH, Hanau, Germany). Quatro diferentes grupos de coroas anteriores unitária foram preparados. Nos Grupos 1 e 2, o implante restaurados com munhão customizado em porcelana e a coroa anatomicamente fresada (metal Cromo-cobalto). Os Grupos 3 e 4 receberam coroas com a geometria de acordo com a norma ISO 14801, com a área de contato esférica. Nos Grupos 2 e 4 foram submetidos a simulador de mastigação e envelhecimento (50 N x 1.200.000 ciclos). Carga estática até fratura foi aplicadas em uma máquina de testes universal com 30° de angulo com o longo eixo do implante. Fraturas foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Somente um espécime do grupo 2 sobreviveu ao

teste de envelhecimento, entretanto no grupo 4, somente um espécime fraturou durante mesmo teste. Os Grupos 1 e 2 mostraram significativamente baixa capacidade de carga comparadas aos grupos 3 e 4. O envelhecimento não influenciou na resistência a fratura. A análise em MEV revelou fadiga – fratura nestes espécimes que falharam durante o envelhecimento artificial. Tirar conclusões a partir de testes ISO sobre o desempenho clínico parece ser crítica com a geometria anatômica da infraestrutura induzindo comportamentos diferentes à fratura. Relevância do testes clínico ISO de munhão, pilares de zircônia deveria ser acompanhado por teste de capacidade de suporte de carga sob condições clínicas simuladas para prever o desempenho clínico.

Kim et al.³⁵, 2013, comparou a carga de fratura e modo de falha da coroa dissilicato de lítio (grupo e.max) e 2 tipos de coroas com infraestrutura em zircônia com porcelana de cobertura, estratificadas (grupo ZV) e prensada (grupo ZP), em uma restauração posterior implanto-suportada. Um total de 24 coroas em porcelana pura de dente molar foi fabricado usando a fabricação assistida (CAD/CAM). As coroas de grupo e.max e infraestruturas de zircônia para grupos ZV e ZP foram fabricados usando uma unidade de fresagem Cerec. O grupo ZV foi fabricado pelo método manual de revestimento (estratificado), e o grupo ZP usando um método de prensagem. Todas as coroas foram cimentadas aos pilares de implante, usando cimento resinoso. Carga de fratura foi medida usando a máquina universal de ensaios, e a superfície de fratura foi avaliada por microscopia eletrônica de varredura. O grupo ZP mostrou significativamente maior carga de fratura (5229,3 N), em comparação com o grupo e.max (3852,1 N) e o grupo ZV (3100,3 N). Todas as fraturas no grupo ZV ocorreram na porcelana de cobertura. Coroas dissilicato de lítio – e-max (CAD/CAM), bem como com infraestrutura em zircônia, são aplicáveis às restaurações posteriores implanto-suportadas porque a carga de fratura foi maior do que a força oclusal média.

Aboushelib⁴, 2013, avaliou passo a passo o dano cumulativo associado introduzido em restaurações zircônia/porcelana de cobertura, após carga cíclica de longo prazo utilizando um novo multinível protocolo de carregamento. Coroas em zircônia com porcelana de cobertura (N=40) receberam carga cíclica e térmica (3,5 milhões de ciclos com carga máxima de 25 kg, que representa 70% da carga crítica da porcelana de cobertura). O protocolo de carregamento utilizado permitido para a reprodução da ação combinada de amortecimento do ligamento periodontal, substância alimentar, deformação da mandíbula e a livre movimentação da articulação mandibular. A velocidade da aplicação da carga e de libertação foi obtida a partir do ciclo de mastigação dos pacientes adultos. Princípios de análise fractográfica foram usados para estudar o comportamento e a origem da trinca crítica e danos estruturais associadas. A

tensão de amortecimento efeito multinível evita a geração de trincas e danos do contato da ponta de carga comumente associados com testes de resistência à fratura. 29 amostras (73%) sobreviveram 3,5 milhões de ciclos sem fratura, 9 amostras (22%) mostraram fratura coesiva da porcelana de cobertura e limitada fratura axial da infraestrutura observou-se em duas amostras (5%). De todos os espécimes fraturados, 2 restaurações (5%) falhou após 500.000 ciclos, enquanto o resto sobreviveu pelo menos 3 milhões de ciclos antes de ser observada fratura. A análise fractográfica revelou desgaste inicial e abrasão abaixo da área de carga, microfissuras na sub superfície da matriz de vidro seguido de lento crescimento de trinca que evoluiu em um padrão até a interface zircônia porcelana de cobertura. Cargas cíclicas utilizando o modelo de tensão multinível podem reproduzir falha clínica. Com exceção de erros de fabricação, restauração de zircônia com porcelana de cobertura sobreviveu a um tempo de uso simulado de 7 anos, sem fratura.

Alhasanyah et al.⁶, 2013, investigou os efeitos de variações na espessura da infraestrutura de zircônia e a resistência à fratura pós-fadiga do revestimento de porcelana de cobertura. Apesar da excelente estética das coroas em zircônia com porcelana de cobertura, a incidência de lascamento e fratura da porcelana de cobertura tem sido maior do que em coroas metalocerâmicas. Infraestruturas em zircônia, com desenho de coroa, foram preparadas com três espessuras: Grupo A - uniforme de 0,6 mm de espessura, B - 1,7 mm na oclusal, e C - uniforme 1,2 mm de espessura. As infraestruturas foram projetadas e esculpidas pela técnica CAD/CAM. A infraestrutura Metálica para metalocerâmica (grupo D), com o mesmo desenho do grupo C foi utilizada como controle. O tamanho da amostra de $n = 20$ foi para cada grupo. As infraestruturas foram revestidas com porcelana de cobertura e submetidas ao teste de fadiga, sob um regime de carga sinusoidal com uma amplitude de 200 N de força máxima sob condições de carga axial hertziana no centro das coroas, utilizando uma ponta esférica em carboneto de tungstênio. Após 100.000 ciclos, as coroas foram submetidas à carga axial até a fratura e os níveis máximos de carga antes da fratura registrados. *One-way ANOVA* ($P < 0,05$) e *post hoc* de Tukey ($\alpha = 0,05$) foram utilizados para determinar diferenças entre as médias. A carga de ruptura com fratura média do grupo B não foi significativamente diferente daquela do grupo D (controle). Por outro lado, as cargas de ruptura média dos grupos A e C foram significativamente mais baixas do que o grupo de controle. Também mostraram diferenças distintas nas distribuições do modo de falha. Os resultados sugerem que adequado apoio central oclusal melhora a resistência à fratura da porcelana de cobertura em coroas com infraestrutura em zircônia. Infraestrutura de 1,7 mm oclusal para pode reduzir significativamente o lascamento e fratura da porcelana de cobertura em coroas em zircônia.

Isto sugere uma consideração importante no projeto de infraestruturas para coroas de zircônia.

Em 2013, Guess et al.²⁷, avaliaram o efeito que uma modificação no desenho da infraestrutura em zircônia na fadiga e modos de fratura da porcelana de cobertura nas duas técnicas de aplicação manual e prensada. Infraestruturas de coroa de molar inferior foram preparadas no desenho convencional (0,5 mm de espessura uniforme) e com desenho anatômico com suporte para cúspide foram aplicados no grupo porcelana manualmente (VM9) e grupo prensado (PM9). As coroas foram submetidas à carga axial simples e à fadiga. As fraturas analisadas foram coesivas e visualmente foram menores nos grupos com infraestrutura anatômica. Não observou qualquer delaminação. As técnicas de aplicação apresentam crescimento da confiabilidade e parecem ser uma promessa para aperfeiçoar o desempenho e longevidade das coroas no meio clínico.

Almeida-Júnior et al.⁷, em 2013, investigaram os efeitos do método de resfriamento extremamente rápido na resistência flexural, confiabilidade e resistência ao cisalhamento da porcelana de cobertura para zircônia. O regime de resfriamento lento extremo foi, quando o forno alcançou a temperatura final, manteve-se a porta fechada e desligou-se o forno até alcançar a temperatura ambiente (8 horas). O regime de resfriamento rápido extremo foi quando alcançou à temperatura final o forno foi aberto e o corpo de prova resfriado fora do forno sob pressão de ar comprimido (10 segundos). Porcelana Vita VM9 foi sinterizada em espécimes em forma de barra para ensaio de resistência flexural de três pontas, PT – porcelana sobre tensão, ZT – Zircônia sobre tensão (n=30). Corpos de prova em blocos cilíndricos para teste da Adesão da bicamada, cisalhamento. Os autores observaram, com a análise dos resultados que, a resistência flexural é influenciada pelo tipo de resfriamento. A alta resistência flexural no PT-FAST pode ser devido a alta taxa de resfriamento e a larga diferença de gradiente térmico. O resfriamento lento diminui a força de adesão e demonstrou altas falhas coesiva e combinações, logo os resultados sugerem que o regime de resfriamento afeta a longevidade da restauração zircônia/porcelana.

Benetti et al.¹¹, 2013, avaliou o comportamento térmico da restauração metal/porcelana e zircônia/porcelana, quando o regime térmico de resfriamento rápido e lento. As coroas de molar foram fabricadas com 1 e 2 mm de espessura da porcelana de cobertura, formando 4 grupos de corpos de prova. O aquecimento lento foi feito a 45° C/min, quando o aquecimento rápido foi feito a 140° C/min. Para o resfriamento lento o corpo de prova ficou dentro do forno fechado até temperatura de 50°C. Para o resfriamento rápido a porta do forno foi aberta e o forno desligado. Durante o arrefecimento lento, temperaturas semelhantes foram encontradas para ambas as zircônias e coroas de metal. Foram observados notáveis gradientes

de temperatura para a coroa de cerâmica pura e rápido resfriamento ($T_1-T_4 = 100^\circ\text{C}$) e, baixa magnitude para PFM ($T_1-T_4 = 30^\circ\text{C}$). Na gama de temperatura de transição do vidro ($650-450^\circ\text{C}$), as velocidades de arrefecimento obtido no arrefecimento lento e rápido, foram maiores do que as obtidas por leituras dilatométricas ($5^\circ\text{C}/\text{min}$). As temperaturas de transição vítrea de Lava Ceram como iniciando em 557°C no resfriamento lento e 582°C no resfriamento rápido. V900 com arrefecimento lento calculado em 594°C e para o rápido 621°C . Durante resfriamento lento, as temperaturas eram homogêneas dentro tanto nas restaurações zircônia/porcelana e metal/cerâmica. Investigar o papel dos gradientes térmicos nas manifestações das tensões (transitórias e residuais) resultantes do tempo ou dependência térmicas e propriedades mecânicas é importante para compreender o estado final de restaurações com bicamadas. Tais tensões podem potencialmente influenciar o comportamento de restaurações sob função.

Preis et al.⁴⁷, 2013, avaliaram falhas e resistência a fratura de coroas de molares, pela influência do desenho da infraestrutura, técnica de aplicação da porcelana de cobertura e regime de queima. Formaram seis grupos de coroas com infraestrutura em zircônia ($n=8/\text{grupo}$), sendo infraestrutura simples convencional (SC) ou desenho reduzido da forma anatômica original (AR). Foi aplicado com diferente porcelana feldspática ou vidro cerâmico e definida de acordo com a técnica de aplicação e regime de queima (LT: técnica manual; LT_L: LT com resfriamento lento; PT: técnica prensada; DV: técnica digital de aplicação). Os grupos foram investigados: SCLT, ARLT, SCLT_L, SCPT, ARPT, ARDV. Coroas foram submetidas ao ciclo térmico (TC: $2 \times 3000 \times 5^\circ/55^\circ\text{C}$) sobre carga mecânica (ML: $1,2 \times 10^6$; 50 N; 1,6 Hz) num simulador de mastigação com coroa metalocerâmica como antagonista. As falhas foram monitoradas e resistência a fratura determinada após o envelhecimento. Os dados foram analisados estatisticamente (análise de variância *one-way*, ANOVA; *post hoc* Bonferroni, $\alpha = 0,05$). As coroas foram submetidas a exame em microscópio eletrônico de varredura e por fractografia das falhas analisados. Falhas como trincas e lascamento durante ciclagem (TCML) foram observadas nos grupos SCLT (duas coroas), ARDV (duas coroas) e SCLT_L (uma coroa). Os tamanhos dos defeitos variaram entre 3,5 mm (SCLT trinca) e $30,0 \text{ mm}^2$ (SCLT_L lascamento). A média da carga variou entre 1529,0 (405,2) N para SCPT e 2372,3 (351,8) N para ARDV. A frequência de falhas nas porcelanas de cobertura das coroas pode ser reduzida quando usar infraestruturas reduzidas da anatomia original, na técnica prensada e em protocolo de resfriamento adaptado. A resistência a fratura aumenta com a infraestrutura anatômica e técnica de aplicação digital.

Zhang et al.⁷³, 2013, para recomendar o uso clínico eficaz e confiável de porcelanas odontológicas, uma análise criteriosa do comportamento de fratura em condições críticas se faz necessário. E para entender melhor as características de falha induzidas termicamente na porcelana de cobertura com infraestrutura de zircônia as trincas durante a fase de arrefecimento foram estudada usando o método dos elementos finito prolongado (XFEM). Neste estudo, a análise térmica transiente de arrefecimento é conduzido primeiro para determinar as distribuições de temperatura. O campo de temperatura em função do tempo foi então importado para o modelo XFEM para análise visco elástico termomecânica, que pode prevê os danos induzidos termicamente e trincas em diferentes intervalos de tempo. Propriedades do material dependente da temperatura são utilizadas em ambas as análises térmicas e termomecânicas transientes. Três estruturas cerâmicas típicas foram considerados, esferas, cilindros bicamadas e coroas dentais com espessura de 1:2 ou de 1:1. Os padrões de fratura XFEM apresentaram boa concordância, com a observação clínica e os resultados in vitro experimentais, obtidos a partir de Microscopia Eletrônica de Varredura. O estudo revelou que o arrefecimento rápido pode levar a fratura térmica destas estruturas cerâmicas de bicamadas e a velocidade de arrefecimento (em termos de coeficiente de transferência de calor), desempenha um papel crítico no início e propagação da trinca. Ao explorar diferentes taxas de resfriamento, o coeficiente de transferência limiar de calor da fratura foi determinado para diferentes estruturas, que são de clara implicação clínica.

Al-amleh et al.⁵, 2014, investigaram a influência do aumento da espessura da porcelana de cobertura em coroas com infraestrutura de zircônia, em molares, quanto à tensão residual sob protocolos de rápido e lento resfriamento. Prepararam Seis infraestruturas de zircônia com porcelana de cobertura (Procera, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) com forma molar mandibular. Foram divididos em 3 grupos com cúspide planificadas com porcelana de cobertura de 1 mm, 2 mm e 3 mm. Metade das amostras foi rapidamente resfriado durante a queima de *glaze* final, e a outra metade foi feito o resfriamento lento. Técnica Vickers foi usada para determinar a micro dureza e determina a tensão residual da superfície da porcelana de cobertura. A endentação foi feita sobre as cúspides planificadas e em várias cúspides. Distribuição de normalidade dentro de cada amostra foi feito testes usando Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk e ANOVA *one-way* usado para testar a significância entre várias alturas cúspides dentro de cada grupo. Testes t independente usado para avaliar significância entre cada grupo altura da cúspide com relação ao resfriamento. As tensões de compressão foram gravadas com resfriamento rápido, enquanto tensões de tração com arrefecimento lento. As maiores tensões de compressão residuais foram registrados no

resfriamento rápido para coroas de 1 mm, que foi significativamente maior do que as coroas resfriadas rápido de 2 e 3 mm ($P < 0,05$). Existiu uma significante tendência linear para tensão residual diminuir com aumento da espessura da porcelana de cobertura no resfriamento rápido ($P \geq 0,05$). Não houve diferença significativa entre as várias alturas de cúspides no resfriamento lento ($P < 0,05$). As taxa de resfriamento e a influência geometria da anatomia da coroa e tem substancialmente diferentes efeitos sobre os perfis de tensões residuais com o aumento da espessura da porcelana de recobrimento comparado ao modelo básico de placa plana.

Jakubiwicz-Kohen et al.³², 2014, estudaram diferentes queimas da porcelana de cobertura muito finas sobre diferentes espessuras de infraestrutura em Y-TZP. Discos de Y-TZP foram produzidos em três diferentes espessuras: 0,75, 1 e 1,15 mm. Um disco de cada grupo não recebeu porcelana de cobertura enquanto os outros receberam 0,1 mm de aplicação de porcelana. Todos os discos foram submetidos a 5 ciclos de queima para um total acumulado de tempo de queima de 30 minutos, 1, 2, 5 e 10 horas à 900°C. O perfil da curvatura foi medido usando um profilômetro após o processo de aplicação da porcelana e após cada ciclo de queima respectivamente. A curva ajustada foi usada para estimar o raio da curvatura. O Coeficiente de expansão térmica foi medido na porcelana de cobertura, da cerâmica e discos Y-TZP que foram submetidos aos ciclos de queima. Estes dados foram usados para calcular a curvatura gerada pela variação do coeficiente de expansão térmica após tempo de queima final. Todos exemplares de duas camadas exibiram uma curvatura que, cresceram após a queima final inversamente a espessura da infraestrutura. No entanto, os discos que não receberam porcelana de cobertura não exibiram qualquer modificação de curvatura. Os resultados revelaram que, mesmo uma fina camada de porcelana de cobertura (0,1 mm) pode induzir a uma significativa curvatura do disco de Y-TZP. O resultado do dilatômetro mostrou que variações de Tg e CET não são suficientes para explicar esta curvatura. O volume de dióxido de zircônia induzida quimicamente, o aumento localizado na infraestrutura sub superfície próximo da interface pode explicar a amostra, curvatura e o seu aumento com o tempo de queima final.

Benetti et al.¹², 2014, buscaram determinar as tensões transientes e residuais na bicamada zircônia/porcelana e metal/porcelana como um resultado da taxa de resfriamento e da espessura da porcelana. Coroa com infraestrutura em zircônia (PZ) e em metal (PFM) foram produzidas e receberam aplicação da porcelana de cobertura com 1 e 2 mm de espessura. Sensores térmicos foram ligados internamente e externamente na coroa para gravar a temperatura transiente. Para o rápido resfriamento, o forno foi aberto e desligado da tomada,

após alcançar a temperatura de queima. Resfriamento lento foi realizado com a abertura do forno a 50°C abaixo da temperatura de transição vítrea do material. A equação para leitura da temperatura tempo dependente dos sensores foi organizada com condições de contorno. Infraestrutura e porcelana de cobertura, abaixo de T_g , foram consideradas quanto ao comportamento elástico. O comportamento visco elástico foi assumido pela porcelana acima das propriedades de modelagem de T_g como dependentes da taxa de resfriamento. As diferenças na tensão residual foram encontradas para rápido e lento regime de resfriamento para coroas PZ e PFM. Onda de significativa tensão foi observada com a porcelana quando o resfriamento atravessou o T_g . Acredita-se estar relacionado com a não uniforme mudança volumétrica dos gradientes térmicos. Os resultados foram confirmados pelo modelo e testes físicos de coroas que continham o defeito. As tensões residuais não distinguem PZ de PFM. Alta magnitude de tensões transientes observados dentro da porcelana durante o rápido resfriamento pode explicar fraturas clínicas envolvendo defeitos internos. As ondas de tensões podem também originar micro trincas que podem crescer quando houver função mastigatória. Por consequência, o resfriamento lento, especialmente para coroas em porcelana pura (zircônia/porcelana) com camada fina de porcelana, é importante para prevenir gradientes térmicos e alta magnitude de tensões transientes.

3 PROPOSIÇÃO

Objetivo Geral

Tendo em vista que diferentes taxas de resfriamentos das próteses com infraestrutura de zircônia revestida com porcelana podem interferir nas propriedades mecânicas da porcelana devido às propriedades térmicas da zircônia; que as infraestruturas anatômicas são consideradas mais adequadas por dar suporte apropriado à porcelana; que nestas infraestruturas as espessuras de zircônia são variáveis; e que maiores espessuras tendem a ter um resfriamento mais lento, este trabalho propõe estudar o efeito das diferentes espessuras da zircônia sob a camada uniforme de porcelana de cobertura sobre o comportamento mecânico deste material.

Objetivos Específicos

1. Avaliar a resistência à fratura por compressão das coroas com infraestrutura de zircônia com variáveis espessuras na porção oclusal (1, 2 e 3 mm), mantendo-se uniforme a camada de porcelana;
2. Estudar o efeito da espessura da zircônia (1, 2 e 3 mm) na dureza Vickers e tenacidade à fratura na porcelana ao nível da interface com a zircônia e próximo à superfície livre;
3. Avaliar a resistência ao cisalhamento da união zircônia porcelana, variando-se a espessura da infraestrutura (1, 2 e 3 mm).

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

Neste estudo os corpos-de-prova foram confeccionados com óxido de zircônio estabilizado por ítrio (3Y-TZP) Ceramill ZI (Amann Girrbach – Austria) recobertos por porcelana feldspática Vita VM9 (VitaZahnfabrik, BadSäckingen, Alemanha).

4.2 Ensaio de resistência à compressão nas coroas totais

Para avaliar a influência da espessura da zircônia (3Y-TZP), infraestruturas foram produzidas por CAD/CAM, na forma de coroas total para um primeiro molar superior esquerdo, divididos em três grupos que se diferenciaram em função da espessura da infraestrutura de 3Y-TZP na face oclusal, porém mantendo a forma anatômica. A porcelana de cobertura foi aplicada pela técnica estratificada na forma da coroa anatômica do dente com a espessura de $1,1 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ na face oclusal. Os grupos foram divididos em:

G1 – Infraestrutura com 1,0 mm de espessura de 3Y-TZP na oclusal;

G2 – Infraestrutura com 2,0 mm de espessura de 3Y-TZP na oclusal;

G3 – Infraestrutura com 3,0 mm de espessura de 3Y-TZP na oclusal.

Hemiarcos dentários lado esquerdo (superior e inferior) foram confeccionados, usando-se dentes de manequim odontológico de dentística (MOM – Manequim Odontológico Marília – Marília – São Paulo – modelo 02000). Os hemiarcos foram articulados, em oclusão dente a dente e montados em verticulador (Bio-art – Equipamentos Odontológicos Ltda — São Carlos – SP). O primeiro molar superior esquerdo foi preparado para coroa total de acordo com a técnica preconizada por Jang³³ e Cho¹⁷, com ponta diamantada tronco cônica n° 4138 nas paredes axiais e 3097 na face oclusal (KG Sorensen – Cotia – São Paulo) apresentando 6 graus de inclinação de convergência total, segunda inclinação em 1/3 da face vestibular para oclusal, ângulos arredondados, término cervical em chanfro com 1,0 mm de espessura. Para G1 a redução oclusal foi de $2,1 \pm 0,1 \text{ mm}$ (sendo o espaço interoclusal correspondente a 1,0 mm 3Y-TZP e $1,1 \pm 0,1 \text{ mm}$ porcelana de cobertura); para G2 a redução oclusal foi de $3,1 \pm 0,1 \text{ mm}$ (2,0 mm de 3Y-TZP e $1,1 \pm 0,1 \text{ mm}$ de porcelana); e para G3 a redução foi de $4,1 \pm 0,1 \text{ mm}$ (3,0 mm de 3Y-TZP e $1,1 \pm 0,1 \text{ mm}$ de porcelana).

Os hemiarcos foram moldados com silicone por adição Express XT (3M ESPE) e, os respectivos moldes, reproduzidos em gesso (Elite Rock, Zermack) dando origem aos respectivos modelos. Os modelos em gesso, de cada grupo foram digitalizados no, Ceramill Map 400 - Amann Girrbach - Austria. Sobre os modelos de gesso, troquel do dente preparado, foi realizado o enceramento das infraestruturas anatômicas com cera opaca (Geo Classic Opaque Tooth color - Renfert) obedecendo aos critérios para estrutura metálica anatômica de metalocerâmica, prevendo o espaço de aproximadamente $1,1 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ para a aplicação da porcelana de cobertura^{42,43}. Um segundo escaneamento foi realizado após o assentamento do padrão de cera das infraestruturas, empregando o mesmo processo e equipamento descrito para os modelos (troquel) em gesso. As imagens digitais dos escaneamentos, modelo em gesso e do enceramento, foram combinadas por sobreposição digital, dando origem às infraestruturas virtuais, que foram enviadas para a usinagem dos blocos de 3Y-TZP (ZrO_2 , + HfO_2 + Y_2O_3) (Figura 1 e 2). Os 15 elementos com 1,0 mm de espessura na oclusal (Grupo 1), foram usinados no bloco Ceramill ZI 71 XS (12 mm de espessura) da empresa Amann Girrbach de referência 760172, lote 1206116 201210 e escala de contração de 4,4. Os elementos foram usinados no equipamento Ceramill Motion da empresa Amann Girrbach em template Zi_Crown_Anatomic_Fine com utilização de ferramentas de 2,5 mm e 1,0 mm, em um mesmo ciclo de usinagem com duração aproximada de 6 horas de duração. Os 15 elementos com 2,0 mm de espessura na oclusal (Grupo 2) foram usinados no bloco Ceramill ZI 71 XS (12 mm de espessura) da empresa Amann Girrbach de referência 760172, lote 1206115 201207 e escala de contração de 4,2 de duração. Os 15 elementos com 3,0 mm de espessura na oclusal (Grupo 3) foram usinados no bloco Ceramill ZI 71 XS (12 mm de espessura) da empresa Amann Girrbach de referência 760172, lote 1206115 201210 e escala de contração de 4,4. Os elementos foram usinados no equipamento Ceramill Motion da empresa Amann Girrbach em template Zi_Crown_Anatomic_Fine com utilização de ferramentas de 2,5 mm e 1,0 mm, em um mesmo ciclo de usinagem com duração aproximada de 6 horas de duração.

Figura 1 - Imagem em 3D da infraestrutura em zircônia no software Ceramill mind.

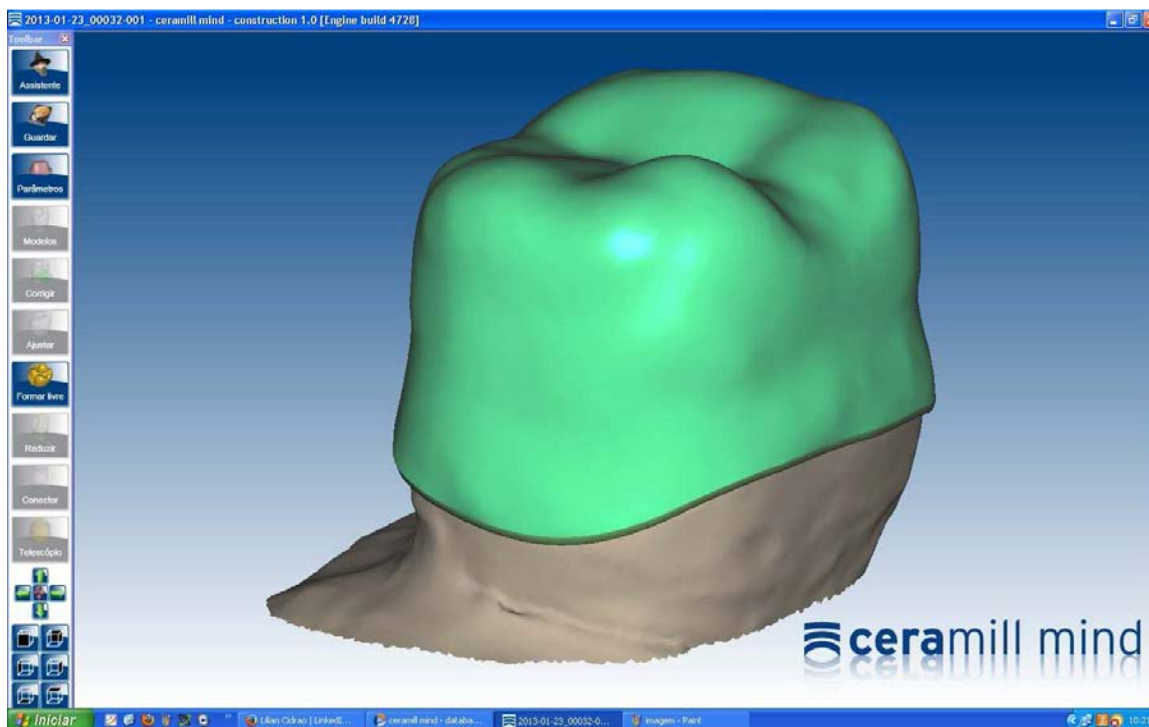
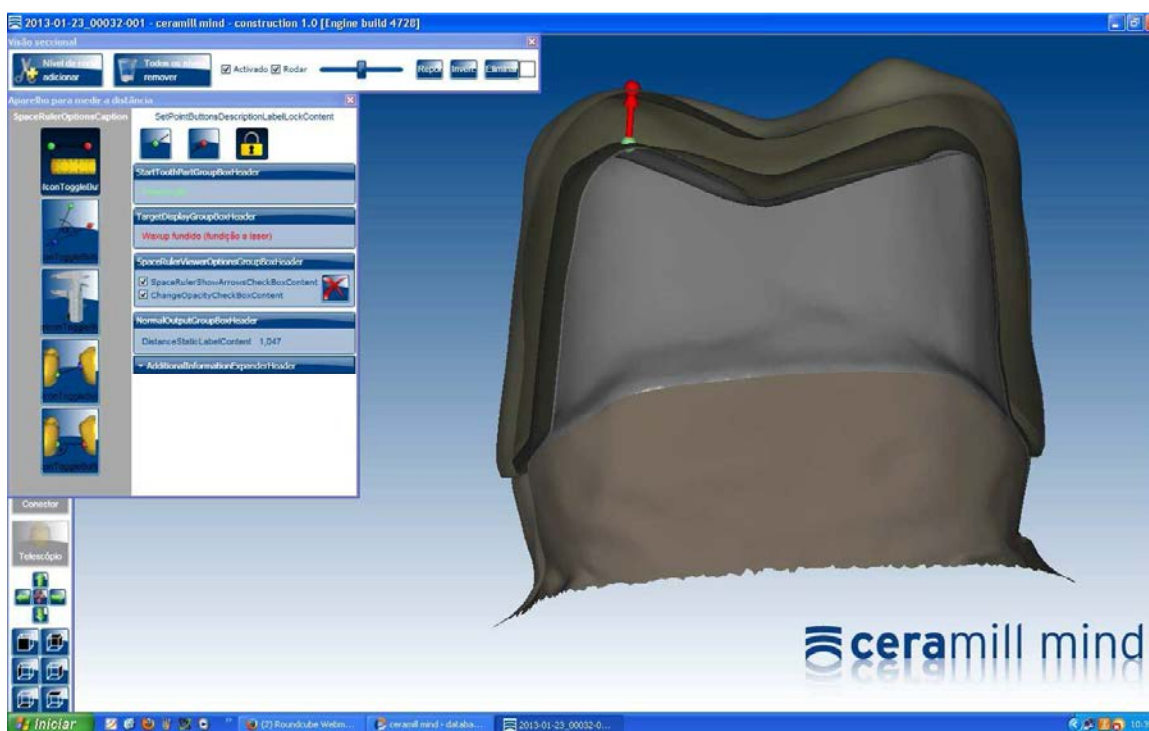


Figura 2 - Imagem em 3D da infraestrutura em zircônia no software Ceramill mind com a mensuração da espessura de zircônia na oclusal. Um espaço entre o dente preparado e a zircônia pode ser observado tendo em vista que na sinterização haverá contração.



As infraestruturas usinadas foram sintetizadas no forno Ceramill Therm (Amann Girrbach) em um ciclo de sinterização que consiste em: elevação da temperatura de ambiente até 900°C a 8°C/min com patamar de 30 minutos; elevação da temperatura até 1450°C a 8°C/min com patamar de 2 horas; resfriamento até 900°C a 5°C/min e resfriamento livre até temperatura ambiente, o que consiste em um total de aproximadamente 12 horas de ciclo de sinterização.

As infraestruturas foram jateadas com partículas de Óxido de Alumínio de 45 µm (Jateador Renfert BJ:2003 a 1,5 bar de pressão). Foi aplicado jato de vapor de água como função de desengordurante e realizado o processo de limpeza térmica da infraestrutura de zircônia. Foi aplicada uma camada fluida de porcelana (VM9), queimado sobre a superfície da zircônia procedimento denominada *washbake*. A aplicação da porcelana feldspática VITA VM9 (Lote 30830) foi feita pela técnica estratificada, manual por incrementos, com auxílio de pincel, de acordo com as instruções do fabricante para queima (Tabela 1).

Com a finalidade de padronizar a aplicação da porcelana de cobertura, foram confeccionadas guias de silicone a partir da coroa anatomia original do dente antes do preparo. À aplicação foi feita em duas etapas, sendo que, a primeira determinou a forma inicial da coroa e a segunda, foi para correções de forma e medidas. Pequenas porções da massa de porcelana foi aplicado, condensado por vibração manual e removido o excesso do líquido com papel absorvente e a superfície alisada com pincel próprio. O conjunto zircônia e porcelana foram levados a uma manta de revestimento rígida (EDG, São Carlos, São Paulo, Brasil) para a sinterização no forno Aluminipress (EDG, São Carlos, São Paulo, Brasil). A aplicação de porcelana para correção e uma segunda sinterização foi realizada, com ciclo semelhante ao da primeira queima de dentina, apenas variando a temperatura final de 910°C para 900°C. Em seguida, a coroa passou por ajustes oclusais feitos com fresas diamantados (KG Sorensen) em baixa rotação (5.000 rotações/ minutos no máximo), de forma que a espessura de porcelana de cobertura se ajustasse à medida de $1,1 \pm 0,1$ mm, aferida em espessímetro (Wilcos). Após os ajustes, as coroas foram submetidas ao processo de glaseamento com Vita Akzent (Vita), preparadas pela mistura de pó e líquido segundo as instruções do fabricante.

Tabela 1 - Fases da queima da porcelana e seus respectivos tempos, temperatura e presença de vácuo.

	Predr. °C	 min.	 min.	 °C/min.	approx temp. °C	 min.	 °C	 min.	VAC min.
Limpeza térmica	500	3,00	6,00	33	700	5,00	-	-	-
Washbake	500	2,00	8,11	55	950	1,00	-	-	8,11
1 ^a . Queima de dentina	500	6,00	7,27	55	910	1,00	*600	-	7,27
2 ^a . Queima de dentina	500	6,00	7,16	55	900	1,00	*600	-	7,16
Glaze VITA AKZENT	500	4,00	5,00	80	900	1,00	*600	-	-

* O resfriamento de longo prazo é recomendado até esta temperatura no último ciclo de queima da porcelana de cobertura; a posição do elevador no forno VITA Vacumat deve ser > 75%. Os objetos de queima devem ser protegidos contra corrente de ar direta.

As coroas ajustadas e devidamente finalizadas foram preenchidas de resina composta fotopolimerizável Z100 (3M) e criando uma extensão que se assemelha a porção cervical da raiz do dente, para fornecer retenção mecânica com a resina acrílica (Figura 3). Em toda margem cervical da coroa foi aplicado cera, para proteger as margens da coroa, no processo de embutimento em resina acrílica, necessário para proceder aos testes mecânicos nos corpos de prova (Figura 4, 5A e 5B).

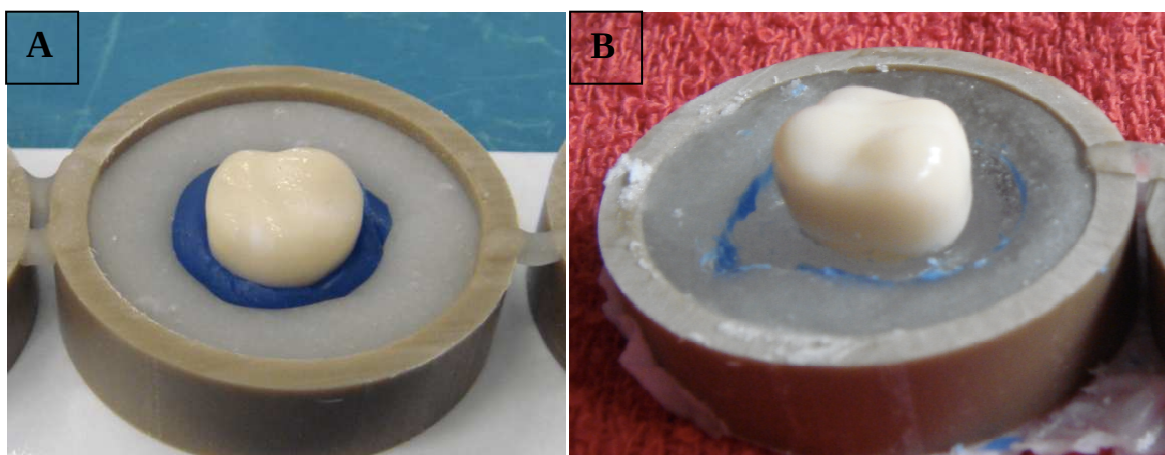
Figura 3 - Preenchimento da Coroa com resina composta fotopolimerizavel (Z100 – 3M ESPE)



Figura 4 - Cera aplicada nas margens da coroa protegendo-as para o embutimento em resina acrílica



Figura 5 - A – Coroa embutida em resina acrílica e anel de PVC, com a cera de proteção nas margens da coroa. B - Coroa embutida em resina acrílica e anel de PVC, sem a cera de proteção nas margens da coroa, pronta para o teste mecânico.



O ensaio mecânico de compressão foi executado na máquina de ensaios MTS 810 (Material Test System, EUA) com célula de carga de 10 kN. A carga foi aplicada por meio de um dispositivo cilíndrico com extremidade semi-esférica, com 3 mm de diâmetro, posicionado sobre a cúspide mesio-palatina da coroa, com velocidade de 1 mm/min^{2,3,8,21} e a carga máxima de fratura registrada (N) (Figura 6).

Figura 6 - Corpo de prova posicionado na ponta semi-esférica de 3 mm de diâmetro, posicionada na cúspide mesio-palatina.



Dois corpos-de-prova, representativos de cada grupo experimental, foram separados e preparados para análise microscópica de suas superfícies fraturadas. Para análise microscópica, os corpos-de-prova foram recobertos com ouro utilizando um metalizador (SputterCoater SCD 050, Balzers, Liechtenstein) e as superfícies das amostras aterradas no porta amostra com tinta de prata. A amostra foi fixada no porta-amostras do próprio microscópio eletrônico de varredura (Jeol - modelo JSM-6510LV) com fita dupla face de carbono. As imagens foram capturadas em alto vácuo pelo método de detector de elétrons secundários.

4.3 Análise da dureza e tanacidade à fratura

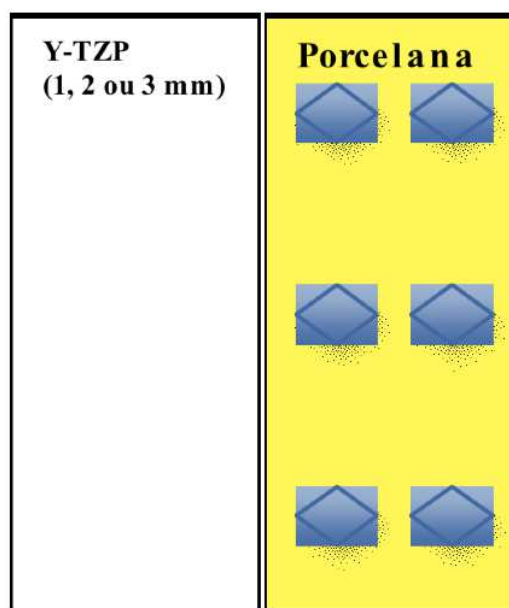
Para este ensaio foram confeccionadas 24 estruturas, 8 para cada grupo, na forma de placas quadrangulares de 5 mm de lado em 3Y-TZP (bloco Ceramill ZI 71 XS – Amann Girrbach), variando-se a espessura (G1 – 1,0 mm; G2 – 2,0 mm e G3 – 3,0 mm). A zircônia foi cortada em cortadeira de precisão Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA), sob irrigação, 23% maior que o tamanho final projetado. A sinterização da zircônia, limpeza e preparo para aplicação da porcelana foram os mesmos descritos no item 4.2. Uma matriz de poliéter (Impregum, 3M ESPE), com cavidade quadrangular com dimensões 20% maiores

que a placa de zircônia foi confeccionada para facilitar a aplicação da porcelana de cobertura, de modo que a espessura final da porcelana fosse de $1,1 \pm 0,1$ mm. Os passos de preparo para aplicação da porcelana de cobertura foram executados de acordo com as técnicas já descritas e as amostras embutidas em resina acrílica quimicamente ativada incolor Jet (Artigos Odontológicos Clássicos Ltda, São Paulo, Brasil) mantendo-se a interface entre 3Y-TZP e porcelana de uma das faces laterais exposta. O polimento desta superfície foi feito na polidora mecânica Metaserv (Buehler, Londres, Inglaterra), utilizando-se a seguinte sequência de lixas de carbetto de silício: 120, 280, 320, 400, 600, 1200, 1500 por 3 minutos cada, e 4000 por 5 minutos, à velocidade de 400 rpm e refrigeração a água. O polimento final foi feito com pano de polimento (Microcloth, Buehler, Illinois, EUA) e suspensão diamante monocristalino em base aquosa, granulometria de 3 μ m (Metadi, Buehler, Illinois, EUA) por 10 minutos.

A metodologia utilizada para a determinação dos valores de tenacidade à fratura por ensaio de endentação Vickers das amostras segue a norma ASTM C 1421-99, a qual fornece o método de teste padrão para a obtenção da tenacidade à fratura de cerâmicas avançadas em temperatura ambiente.

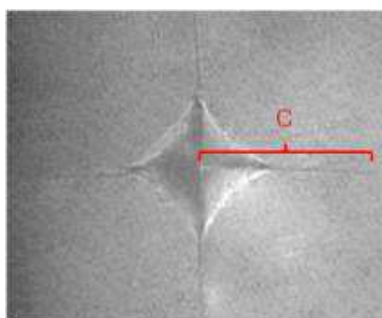
Para a obtenção dos valores de dureza Vickers foi utilizado microdurômetro modelo 1600-6300 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA). Foram realizadas seis impressões na porcelana de cobertura por amostra, sendo três nas proximidades da zircônia e três nas proximidades da margem da porcelana de cobertura (Figura 7).

Figura 7 - Esquema representativo das impressões na análise de microdureza Vickers



Os resultados do ensaio de dureza foram utilizados para calcular a tenacidade à fratura. Cada impressão Vickers apresenta dois pares de trincas radiais, sendo utilizadas aquelas que não apresentarem interações com imperfeições de polimento e desvios da trajetória da trinca nucleada a partir dos vértices das impressões (Figura 8). A medida do comprimento das trincas foi realizada logo após o ensaio de dureza, buscando evitar o crescimento lento da trinca após a impressão, iniciado pelo campo de tensão que atua após o carregamento. A imagem das impressões e trincas foi capturada por meio de uma câmera de vídeo digital modelo TK-C1380U (JVC, Tóquio, Japão) acoplada ao microdurômetro, ligada a um computador equipado com o software Leica Application Suite EZ (Leica Microsystems Ltd, Heerburgg, Suíça) que possibilita a análise de imagens.

Figura 8 - Imagem real da endentação com a formação de trincas



A tenacidade à fratura (K_{IC}) foi calculada a partir da seguinte equação:

$$K_{IC} = 0,016 (E/H)^{1/2} \times (P/C)^{3/2}$$

onde:

K_{IC} = tenacidade à fratura ($\text{MPa.m}^{1/2}$)

E = módulo de elasticidade do material ensaiado (GPa)

P = força aplicada no ensaio de dureza (N)

H = dureza Vickers (GPa)

C = maior extensão lateral da fissura (μm)

4.4 Ensaio de resistência ao cisalhamento da união zircônia/porcelana

Para este ensaio foram confeccionadas 30 estruturas, 10 para cada grupo, na forma de placas quadrangulares de 5 mm de lado em 3Y-TZP (bloco Ceramill ZI 71 XS – Amann Girrbach), variando-se a espessura (G1 – 1,0 mm; G2 – 2,0 mm e G3 – 3,0 mm). As infraestruturas foram cortadas, sinterizadas e preparadas para a aplicação da porcelana, conforme descrição anterior.

A aplicação da porcelana feldspática VITA VM9 (Lote 30830) foi feita com espátula e pincel sobre uma matriz de metal que apresenta um furo central com 4,3 mm de diâmetro e 3,0 mm de altura, usou-se a vibração manual e remoção do excesso de umidade com papel lenço absorvente, de acordo com as instruções do fabricante para aplicação de porcelana pela técnica estratificada.

Após a sinterização da porcelana, porção de zircônia dos corpos-de-prova foi embutida em resina acrílica quimicamente ativada incolor Jet (Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, Brasil) mantendo a interface zircônia/porcelana ao nível da superfície do material de embutimento. Um disco metálico com uma abertura ligeiramente maior que as dimensões da porcelana de cobertura foram recoberto com fita dupla face e aberta um janela correspondente a abertura do disco. Sobre esta o corpo-de-prova será aderido, posicionando a porção em porcelana na referida janela. Sobre o conjunto foi

adaptado um anel de PVC de meia polegada e vertida a resina acrílica autopolimerizável (Figuras 9, 10 e 11).

Figura 9 - Anel Metálico para aplicação da porcelana de cobertura e confecção dos corpos de prova padronizados.



Figura 10 - Corpo de Prova antes da Sinterização, aplicado sobre a zircônia.

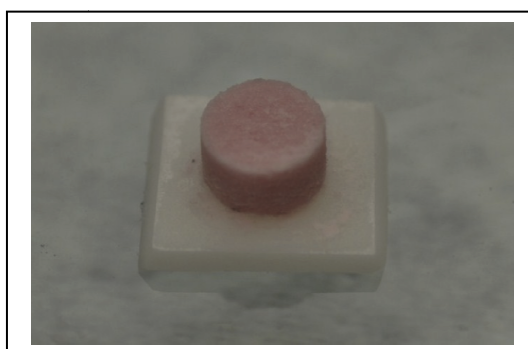
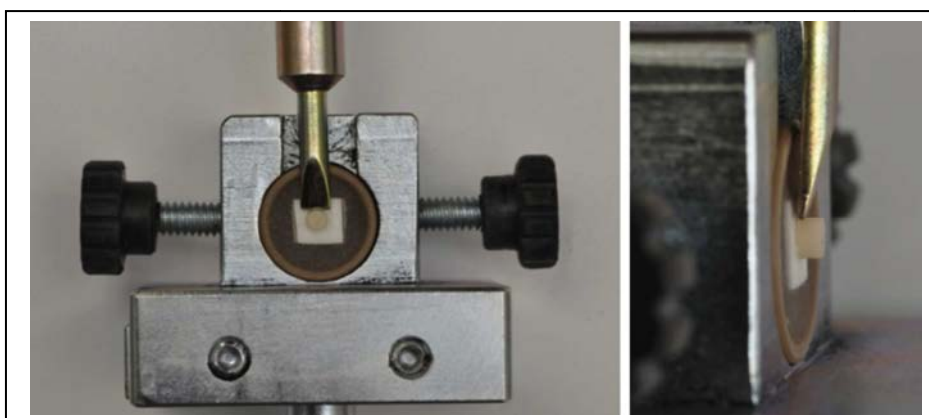


Figura 11 - Passos para embutimento dos corpos de prova na resina acrílica e anel de PVC de meia polegada.



Os espécimes foram submetidos ao ensaio de cisalhamento, em máquina de ensaios MTS 810 (Material Test System, EUA) com célula de carga 10 kN e velocidade do atuador de 1,0 mm/min^{9,23,33,49}. Para o teste, a porção embutida do corpo-de-prova era fixada em dispositivo que mantém a interface adesiva (zircônia/porcelana feldspática) paralela ao eixo do cinzel que tangencia esta área durante o ensaio de cisalhamento (Figura 12). Os valores de resistência ao cisalhamento da união foram registrados em MPa.

Figura 12 - Cinzel posicionado no corpo de prova para procedimento de cisalhamento em vista frontal e lateral.



4.5 Análise da fratura

Depois do ensaio mecânico de cisalhamento, as fraturas dos espécimes foram analisadas em lupa estereoscópica (M80; Leica Microsystems Ltd, Heerbrugg, Suíça) com aumento de 20 vezes, sendo as imagens capturadas e analisadas no software Leica QWin (Leica Microsystems Imaging Solutions Ltd., Cambridge, Inglaterra) e classificadas por um único observador calibrado como: adesiva, coesiva ou mista. Para esta classificação, a área adesiva foi dividida em quatro quadrantes e em cada um deles foi observado o tipo de fratura predominante. A fratura foi classificada como adesiva ou coesiva quando um destes tipos de fratura predomine em três ou mais quadrantes, e classificada como mista, quando dois quadrantes apresentem falha adesiva e os outros dois, falha coesiva.

Em complemento será realizada a análise da fratura em microscópio eletrônico de varredura (Jeol - modelo JSM-6510LV), seguindo-se os mesmo parâmetros de preparo de amostra descritos anteriormente.

4.6 Planejamento experimental

Os dados foram avaliados quanto à distribuição (normalidade e homogeneidade) e submetidos aos testes estatísticos ANOVA a um fator para os testes de força de compressão das coroas, resistência ao cisalhamento da união porcelana/zircônia e ANOVA a dois fatores para tenacidade a fratura da porcelana, em função da espessura da zircônia e da área de medida (na interface ou próxima da superfície externa da porcelana).

5 RESULTADO

Os dados originais de todos os ensaios se encontram no Apêndice A1, A2 e A3.

Os valores médios, mínimos, máximos, desvio padrão e coeficiente de variação para carga máxima de fratura por compressão das coroas estão sumarizados na Tabela 2.

Tabela 2 - Valores médios, mínimos, máximos, desvio padrão e coeficiente de variação para carga máxima de fratura por compressão das coroas.

	G1	G2	G3
Média (N)	1979	2266	2316
Mínimo (N)	1215	1104	1168
Máximo (N)	3030	3801	3313
Desvio padrão	486,3	816,9	672,9
Coef.de Variação (%)	24,6	36,1	29,1

O teste estatístico ANOVA a um fator para carga máxima de fratura por compressão das coroas (Tabela 3) não foi significativa, revelando não haver influência da espessura da infraestrutura na carga limite de fratura das coroas.

Tabela 3 - Teste estatístico ANOVA a um fator para resistência à fratura por compressão das coroas

Fonte de Variação	SQ	GL	QM	F	Sig.
Entre grupos	302197,020	2	151098,510	0,556	0,579
No grupo	8969021,900	33	271788,542		
Total	9271218,920	35			

Os valores médios, mínimos, máximos, desvio padrão e coeficiente de variação para resistência ao cisalhamento da união zircônia/porcelana estão sumarizados na Tabela 4.

Tabela 4 - Valores médios, mínimos, máximos, desvio padrão e coeficiente de variação para resistência ao cisalhamento da união zircônia/porcelana.

	G1	G2	G3
Média (N)	18,5	15,6	17,1
Mínimo (N)	13,8	12,3	12,6
Máximo (N)	22,5	24,4	23,1
Desvio padrão	2,4	3,8	3,2
Coef.de Variação (%)	7,6	4,1	5,4

Para a resistência ao cisalhamento da união zircônia/porcelana o teste estatístico ANOVA a um fator não foi significativo (Tabela 5), revelando não haver influência da espessura da infraestrutura na adesão entre os materiais.

Tabela 5 - Teste estatístico ANOVA a um fator para resistência ao cisalhamento da união zircônia/porcelana

Fonte de Variação	SQ	GL	QM	F	Sig.
Entre grupos	7,233	2	3,616	0,818	0,452
No grupo	119,322	27	4,419		
Total	126,555	29			

Os valores médios, mínimos, máximos, desvio padrão e coeficiente de variação para dureza Vickers da porcelana aplicada sobre a infraestrutura de zircônia nas diferentes espessuras, nas áreas próximas da interface entre os materiais ou próximo à superfície externa estão sumarizadas na Tabela 6.

Tabela 6 - Valores médios, mínimos, máximos, desvio padrão e coeficiente de variação para dureza Vickers da porcelana próxima à interface com a zircônia e na superfície.

Dureza Vickers (VHN)						
	G1		G2		G3	
	Interface	Superf.	Interface	Superf.	Interface	Superf.
Média (N)	561,0	552,5	567,8	561,0	546,3	558,3
Mínimo (N)	512,1	522,3	532,0	506,7	513,2	506,2
Máximo (N)	618,3	590,9	624,0	680,6	593,4	639,9
Desvio padrão	37,9	19,4	33,1	55,5	32,8	44,7
Coef. Var.	6,7	3,5	5,8	9,9	6,0	8,0

O teste estatístico ANOVA a dois fatores (Tabela 7) não foi significativo para os fatores espessura da infraestrutura e área de medida (interface com a zircônia ou superfície), revelando que a espessura da zircônia não interferiu na dureza Vickers da porcelana de cobertura.

Tabela 7 - Teste estatístico ANOVA a dois fatores para dureza Vickers

Fonte de Variação	SQ	GL	QM	F	Sig.
Espessura da zircônia	1206,500	2	603,250	0,399	0,673
Área de medida	13,021	1	13,021	0,009	0,927
Espessura X area	1044,667	2	522,333	0,345	0,710
Erro	63497,125	42	1511,836		
Total	15001191,000	48			
Total Corrigido	65761,313	47			

Os valores médios, mínimos, máximos, desvio padrão e coeficiente de variação para tenacidade a fratura da porcelana aplicada sobre a infraestrutura de zircônia nas diferentes espessuras, nas áreas próximas da interface entre os materiais ou próximo à superfície externa estão sumarizadas na Tabela 8.

Tabela 8 - Valores médios, mínimos, máximos, desvio padrão e coeficiente de variação para tenacidade a fratura da porcelana próxima à interface com a zircônia e na superfície.

Tenacidade a Fratura (MPa.m^{1/2})						
	G1		G2		G3	
	Interface	Superf.	Interface	Superf.	Interface	Superf.
Média (N)	1,53	1,48	1,88	1,70	1,84	1,72
Mínimo (N)	1,17	1,10	1,51	1,18	1,28	1,29
Máximo (N)	1,84	1,83	2,93	2,23	2,75	2,51
Desvio padrão	0,21	0,24	0,48	0,45	0,51	0,38
Coef. Var.	13,7	16,3	25,7	26,3	28,0	22,3

O teste estatístico ANOVA a dois fatores (Tabela 9) não foi significativo para os fatores espessura da infraestrutura e área de medida (interface com a zircônia ou superfície), ou seja, a espessura da zircônia não interferiu na tenacidade à fratura da porcelana de cobertura.

Tabela 9 - Teste estatístico ANOVA a dois fatores para tenacidade a fratura

Fonte de Variação	SQ	GL	QM	F	Sig.
Espessura da zircônia	0,845	2	0,422	2,677	0,810
Área de medida	0,174	1	0,174	1,103	0,300
Espessura X area	0,038	2	0,019	0,120	0,887
Erro	6,626	42	0,158		
Total	145,079	48			
Total Corrigido	7,682	47			

As fotos micrográficas em MEV mostraram semelhança no padrão de fratura das coroas entre os três diferentes grupos de espessura de zircônia, sempre sem exposição da infraestrutura. As Figuras 13, 14 e 15, exemplificam diferentes extensões do mesmo padrão de fratura encontrado nos espécimes.

Figura 13 - MEV de coroa do grupo 1 – fratura coesiva da porcelana VM9, iniciada no ponto da carga e se propagando em direção à face lingual, sem exposição da zircônia.

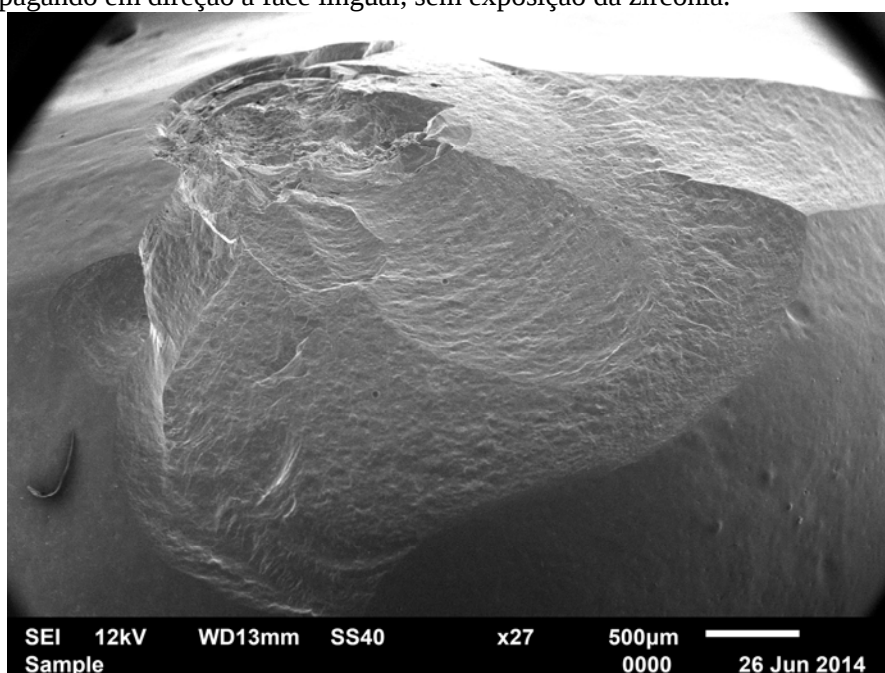


Figura 14 – MEV da coroa do grupo 2 – fratura coesiva da porcelana iniciada no ponto da carga e se propagando em maior extensão, sem exposição da zircônia.

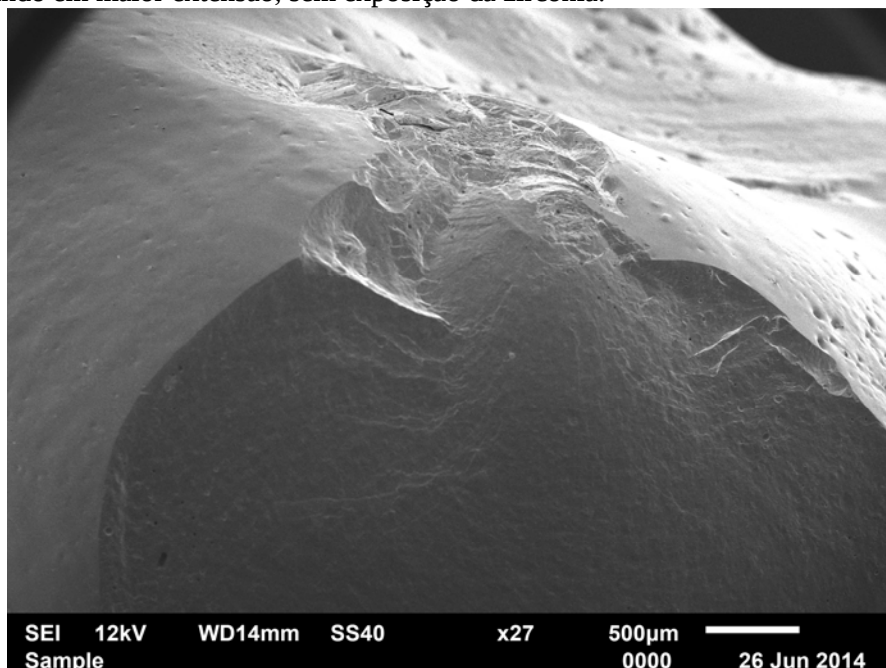
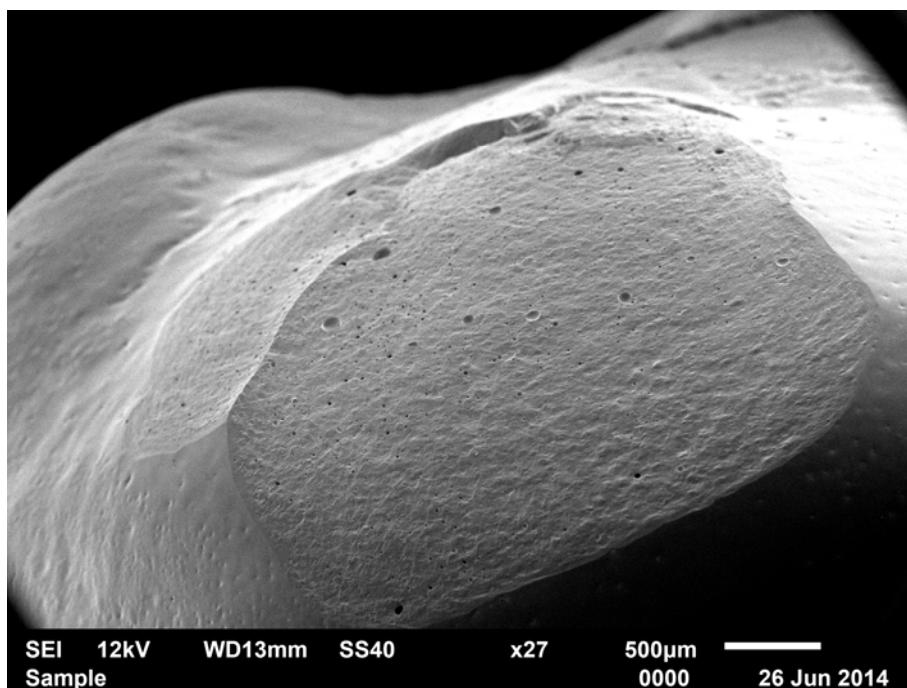


Figura 15 – MEV da coroa do grupo 3 – fratura coesiva de pequena extensão, mas com a presença de poros, sem exposição da zircônia.



6 DISCUSSÃO

A hipótese nula de que o volume de 3Y-TZP não influenciaria nas propriedades mecânicas da porcelana de cobertura compatível foi aceita, pois não houve diferença significativa entre os grupos, quer nos testes de resistência à fratura das coroas, como resistência de união por cisalhamento e dureza com determinação da tenacidade à fratura. A expectativa era que volumes maiores de zircônia concentrariam mais calor, o que determinaria um resfriamento bem mais lento, devido à baixa condutibilidade térmica na espessura maior de zircônia⁶⁷.

Se considerarmos que uma estrutura mais espessa mantém calor por mais tempo, isso poderia se assemelhar a um resfriamento lento, com suas consequências discutidas por diversos autores^{5,7,11,12,18,20,21,28,47,65,67,72,73}. O calor de um corpo ao ser resfriado a partir de elevadas temperaturas é transferido para o meio até que se equilibre com a temperatura ambiente. O fluxo de calor dependerá da condutividade térmica, da diferença de temperatura e da metade da espessura do corpo. Em um material de monocamada o gradiente térmico é simétrico, mas em um corpo bicamada este processo tende a ser assimétrico, pois haverá diferença de fluxo de calor entre os dois materiais⁶⁵. No caso da zircônia, que apresenta muito baixa condutividade térmica, comparado a outras cerâmicas há tendência de elevado desenvolvimento de tensões residuais térmicas. Em corpos bicamada, com diferença de coeficiente de expansão térmica, como no caso deste estudo, a baixa condutividade térmica e espessura da zircônia governam a taxa de resfriamento. A baixa condutibilidade térmica da zircônia e da porcelana resulta em altas diferenças de temperatura em áreas das coroas, particularmente nas porções mais espessas⁶⁷.

O estudo de Tholey et al.⁶⁷ em que se comparou a diferença de temperatura da face interna e externa de infraestruturas de zircônia em forma de coroas, evidenciou clara diferença de temperatura entre os desenhos anatômicos e convencional. No primeiro, em que havia maior volume de zircônia a diferença foi de 160°C, enquanto na infraestrutura convencional a diferença foi de aproximadamente metade desta temperatura (88°C). Por outro lado, não foi verificado em nossos resultados diferença da dureza e tenacidade à fratura da porcelana, nem quando se considerou a comparação entre os grupos com diferentes espessuras de zircônia, nem quando da comparação das medidas próximo da interface com zircônia ou próxima a camada superficial.

O resultado em baixas tensões térmicas entre os dois materiais determinaria uma fraca união na interface zircônia/porcelana com possível delaminação imediata ou apresentado

valores baixos de resistência à fratura durante os testes mecânicos de carga axial^{20,28,65}. No entanto, neste experimento, não foi observado qualquer delaminação. Pelo contrario, quer na análise em microscopia óptica ou Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), todas as fraturas foram coesivas ao nível de porcelana de cobertura, sem envolver a infraestrutura de zircônia (Figuras 11, 12 e 13), o que é compatível com resultados de Fischer et al.²³. Pequenos lascamentos são clinicamente menos complexos, pois não determinam a perda total do trabalho protético por serem passíveis de acabamento e re-polimento, aumentando sua vida útil²⁷. O resfriamento mais rápido que deve ocorrer em menores espessuras da zircônia, mostraria maior resistência mecânica, mas uma baixa confiabilidade na porcelana sob tensão e o resfriamento extremamente lento, pode afetar a vida útil da restauração⁷. No entanto, esta premissa também não foi confirmada neste estudo.

A espessura recomendada para coroas totalmente cerâmicas é de 1,5 mm para resistir à fratura^{27,39}. Segundo Hsueh et al.³¹ que comparou as proporções 1:2, 1:1 e 2:1, quanto maior a infraestrutura de alumina e menor a de porcelana maior a resistência. Essa relação é estabelecida pelo desenho anatômico da infraestrutura, que proporciona adequado suporte e distribuição homogênea da porcelana de cobertura^{27,47,59}. Porém, quando a porcelana de cobertura estiver em maior volume estará mais propensa a fraturar, devido a baixa resistência flexural (80-120 MPa) comparada com a da zircônia (900 MPa)⁶⁴. O efeito do aumento da espessura de zircônia sobre a melhora das propriedades da porcelana também não foram confirmados em nosso estudo, pois não houve diferença estatisticamente significativa entre os três desenhos da infraestrutura. Assim, parece que a resistência da porcelana está mais ligada ao controle e redução da espessura, do que ao efeito do apoio propiciado pela infraestrutura, uma vez que neste estudo a espessura de porcelana foi igual para todos os grupos. Esta observação é coerente com os achados de Benetti et al.¹¹ que mostraram que menores espessuras de porcelana apresentam maior resistência flexural em ensaios em amostras planas bicamada. É possível que, além da relativa baixa resistência mecânica da porcelana, os efeitos das tensões residuais térmicas devido à diferença de coeficiente de expansão térmica entre a porcelana e zircônia sejam proporcionais à espessura da porcelana^{10,24}. Este resultado não concorda com os achados de Alhasanyah et al.⁶ e Kim et al.³⁴ que observaram que as infraestruturas com maior espessura oclusal exibiram resistência superior, no entanto, a espessura da porcelana não foi uniforme nestes estudos.

Considerando os benefícios da distribuição uniforme e controlada da porcelana e do suporte adequado proporcionado pelas infraestruturas anatômicas, a principal contribuição deste estudo é que mesmo com espessuras significativamente maior (3 mm), as propriedades

térmicas da zircônia não influenciaram negativamente a porcelana de cobertura, que não teve seu comportamento mecânico alterado pelo resfriamento mais lento nas coroas com infraestrutura de maior volume. O desenho anatômico da infraestrutura proporcionará uma espessura reduzida da porcelana de cobertura, assim como a inclinação das cúspides também terá um papel importante, pois quando arredondadas aumentam a resistência à fratura e a longevidade⁴⁷.

No entanto, devem ser observadas as limitações deste estudo, como o fato de ter sido estudada a forma mais simples de prótese (coroa total), o que sugere que os resultados não devem ser extrapolados diretamente para situações mais complexas, tais como próteses parciais fixas com um ou mais pânticos, onde o volume de zircônia sendo maior na área de pântico e conectores poderiam influenciar mais marcadamente o resfriamento. Além disso, estudo de fadiga neste modelo de estudo aqui proposto poderia contribuir para uma melhor previsão dos resultados in vivo.

7 CONCLUSÃO

Diante das limitações deste estudo in vitro pode-se concluir que:

1. A variação da espessura da infraestrutura na porção oclusal da coroa de molar superior não interferiu na resistência à fratura da porcelana de cobertura de coroas totais.
2. A espessura da zircônia, assim como a região de medida (próximo à interface ou à superfície da porcelana), não teve influência na dureza e na tenacidade à fratura.
3. A espessura da zircônia não interferiu na resistência de união com a porcelana de cobertura.

REFERÊNCIAS*

1. Aboushelib MN, Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2005;21(10):984-91.
2. Aboushelib MN, Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater.* 2006;22(9):857-63.
3. Aboushelib MN, Kler M, Zel JM van der, Feilzer AJ. Microtensile bond strength and impact energy of fracture of CAD-veneered zirconia restorations. *J Prosthodont.* 2009;18(3):211-6.
4. Aboushelib MN. Simulation of cumulative damage associated with long term cyclic loading using a multi-level strain accommodating loading protocol. *Dent Mater.* 2013;29(2):252-8.
5. Al-Amleh B, Waddell JN, Lyons K, Swain MV. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. *Dent Mater.* 2014;30(3):271-80.
6. Alhasanyah A, Vaidyanathan TK, Flinton RJ. Effect of core thickness differences on post-fatigue indentation fracture resistance of veneered zirconia crowns. *J Prosthodont.* 2013;22(5):383-90.
7. Almeida-Júnior AA, Longhini D, Domingues NB, Santos C, Adabo GL. Effects of extreme cooling methods on mechanical properties and shear strength of bilayered porcelain/3Y-TZP specimens. *J Dent.* 2013;41(4):356-62.
8. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2010;104(1):6-12.
9. Baldassier M, Zhang Y, Thompson VP, Rekow ED, Stappert CFJ. Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques. *J Dent.* 2011;39(7):489-98.

* De acordo com o manual da FOAr/UNESP, adaptadas das normas Vancouver.

Disponível no site: <http://www.foar.unesp.br/#!/biblioteca/normalizacao>

10. Benetti P, Pelogia F, Valandro LF, Bottino MA, Bona AD. The effect of porcelain thickness and surface liner application on the fracture behavior of a ceramic system. *Dent Mater.* 2011;27(9):948-53.
11. Benetti P, Kelly JR, Bona AD. Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. *Dent Mater.* 2013;29(11):1166-72.
12. Benetti P, Kelly JR, Sanchez M, Della Bona A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dent Mater.* 2014;30(5):554-63.
13. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Invest* 2009;13(4):445-51.
14. Bonfante EA, Rafferty B, Zavanelli RA, Silva NRFA, Rekow ED, Thompson VP, Coelho PG. Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. *Eur J Oral Sci* 2010;118(2):202-9.
15. Bonfante EA, Rafferty BT, Silva NRFA, Hanan JC, Rekow ED, Thompson VP, Coelho PG. Residual thermal stress simulation in three-dimensional molar crown systems: A finite element analysis. *J Prosthodont.* 2012;21(7):529-34.
16. Çehreli MC, Kökat AM, Akça K. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(1):49-55.
17. Cho HY, Won HY, Choe HC, Son MK. Fracture Characteristics of dental ceramic crown according to zirconia coping design. *Procedia Engineering* 2011;10:1561-6.
18. Christensen PR, Ploeger, BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic A three-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010;141(11):1317-29.
19. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008;139(4):8S-13S.
20. DeHoff PH, Barrett AA, Lee RB, Anusavice KJ. Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. *Dent Mater.* 2008;24(6):744-52.

21. DeHoff PH, Anusavice KJ. Viscoelastic finite element stress analysis of the thermal compatibility of dental bilayer ceramic systems. *Int J Prosthodont*. 2009;22(1):56-61.
22. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent*. 2004;32(6):451-7.
23. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CHF. Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. *Dent Mater*. 2009;25(3):326-30.
24. Guazzato M, Walton TR, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J*. 2010;55(3):306-10.
25. Guess PC, Kuli A, Siegbert Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub R. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermo cycling. *Dent Mater*. 2008;24(11):1556-67.
26. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva, NRFA. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*. 2011;55(2):333-52.
27. Guess PC, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP – supported crowns. *Dent Mater*. 2013;29(3):307-16.
28. Göstemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach FW, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta Biomater*. 2010;6(12):4532–8.
29. Göstemeyer G, Jendras M, Borchers L, Bach FW, Stiesch M, Kohorst P. Effect of thermal expansion mismatch on the Y-TZP/veneer interfacial adhesion determined by strain energy release rate. *J Prosthodont Res*. 2012;56(2):93-101.
30. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010;23(6):493-502.
31. Hsueh CH, Thompson GA, Jadaan OM, Wereszczak AA, Becher PF. Analyses of layer-thickness effects in bilayered dental ceramics subjected to thermal stresses and ring-on-ring tests. *Dent Mater*. 2008;24(1):9-17.

32. Jakubowicz-Kohen BD, Sadoun MJ, Douillard T, Mainjot K. Influence of firing time and framework thickness on veneered Y-TZP discs curvature. *Dent Mater.* 2014;30(2):242-8.
33. Jang GW, Kim HS, Cho HC, Son MK. Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. *Procedia Engineering* 2011; 10:1556-60.
34. Kim JH, Park JH, Park YB, Moon HS. Fracture load of zirconia crowns according to the thickness and marginal design of coping. *J Prosthet Dent.* 2012; 108(2):96-101.
35. Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent.* 2013;22(1):66-70.
36. Kimmich, M; Stappert, CFJ. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations - A review and clinical application. *J Am Dent Assoc.* 2013; 144(1):31-44.
37. Kinsel RP, Lin D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: Patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *J Prosthet Dent* 2009;101(6):388-94.
38. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all- ceramic crown like layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001;86(5):495-510.
39. Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK. Materials design in the performance of all-ceramic crown. *Biomaterials* 2004;25(14):2885-92.
40. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Residual stress measurement in veneering ceramic by hole-drilling. *Dent Mater.* 2011;27(5):439-44.
41. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater.* 2012;28(4):378-84.
42. McLean JW - The natural of dental ceramics and their clinical use. In: McLean JW. *The science and art of dental ceramics.* Chicago: Quintessence; 1979. v. 1, 333 p.

43. McLean JW - Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics. In: McLean JW. The science and art of dental ceramics. Chicago: Quintessence; 1980. v. 2, 512 p.
44. Nothdurft FP, Neumann K, Knauber AW. Fracture behavior of zirconia implant abutments is influenced by superstructure-geometry. Clin Oral Invest. 2014;18(5):1467-72.
45. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. Clin Oral Implants Res. 2007;18(3):73-85.
46. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 2012;23(6):22-38.
47. Preis V, Letsch C, Handel G, Behr M, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. Dent Mater. 2013;29(7):e113-e21.
48. Preis V, Dowerk T, Behr M, Kolbeck C, Rosentritt M. Influence of cusp inclination and curvature on the in vitro failure and fracture resistance of veneered zirconia crowns. Clin Oral Invest. 2014;18(3):891-900.
49. Quinn JB, Sundarb V, Parry EE, Quinn GD. Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens. Dent Mater. 2010;26(1):13-20.
50. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zircon abased fixed dental prostheses: a systematic review. J Prosthet Dent. 2012;107(3):170-7.
51. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Critical reviews in oral biology & medicine - performance of dental ceramics: challenges for improvements. J Dent Res. 2011; 90(8):937-52.

52. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Impl Res.* 2007;18(3):86-96.
53. Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20(4):383-8.
54. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CHF, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Impl Res.* 2009;20(4):4-31.
55. Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Prosthodont.* 2009;22(6):553-60.
56. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent.* 2010;104(4):247-57.
57. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater.* 2008;24(8):1107-13.
58. Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Gabber O, Ohlmann B. Clinical performance of long-span zirconia frameworks for fixed dental prostheses: 5-year results. *J Oral Rehabil.* 2012;39(7):552-7.
59. Silva NRFA, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Martins LL, Rekow ED, et al. Conventional and modified veneered zirconia vs. metal ceramic: fatigue and finite element analysis. *J Prosthodont.* 2012;21(6):433-9.
60. Sorensen BF, Sarraute S, Jorgensen O, Horsewell A. Thermally induced delamination of multilayers. *Acta Mater.* 1998;46(8):2603-15.
61. Sorrentino R, De Simone G, Tetè S, Russo S, Zarone F. Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses. *Clin Oral Invest.* 2012;16(3):977-85.

62. Stawarczyk B, Özcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hämmerle CHF. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with over pressing and layering techniques. *Dent Mater.* 2011;27(10):1045-53.
63. Stawarczyk B, Özcan M, Roos M, Trottmann A, Sailer I, Hämmerle CHF. Fracture load and failure analysis of zirconia single crowns veneered with pressed and layered ceramics after chewing simulation. *Dent Mater.* 2011;30(4):554-62.
64. Singh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil.* 2004;31(7):682-8.
65. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater.* 2009;5(5):1668–77.
66. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent.* 2012;107(3):163-9.
67. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dent Mater.* 2011;27(11):1102-10.
68. Vult Von Steyrn P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil.* 2005;32(3):180-7.
69. Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res.* 2000;79(6):1398-404.
70. Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res.* 1993; 101(3):171-5
71. Waltimo A, Könönen M. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients. *Acta Odontol Scand.* 1995;53(4):254-8.
72. Zhang Z, Zhou S, Li Q, Li W, Swain MV. Sensitivity analysis of bi-layered ceramic dental restorations. *Dent Mater.* 2012;28(2):6-14.
73. Zhang Z, Guazzato M, Sornsuwan T, Scherrer SS, Rungsiyakull C, Li W, et al. Thermally induced fracture for core-veneered dental ceramic structures. *Acta Biomater.* 2013;9(9):8394-402.

APÊNDICE

Após os testes mecânico nas coroas os resultados de carga até fratura foram tabelados:

Apêndice A1- Carga máxima de fratura da coroa total (N)

Corpos de Prova	GRUPO I	GRUPO II	GRUPO III
1	-	1103,84	1791,90
2	-	1489,49	1168,41
3	1215,99	1441,05	1206,52
4	1484,30	1443,88	1479,15
5	1467,95	1659,27	2467,15
6	1716,83	2306,59	2184,85
7	1613,77	2634,81	2773,09
8	1927,47	3585,40	2783,83
9	1843,26	3188,52	3195,59
10	2722,38	2502,32	2431,35
11	2101,03	2013,15	1986,67
12	2391,46	1816,96	2930,70
13	1876,93	3800,26	2487,83
14	2331,20	2226,89	2538,65
15	3030,19	2772,91	3313,47
Média	1978,67	2265,99	2315,96
Desvio padrão	523,48	816,85	672,85

Os Resultados do teste de cisalhamento

Apêndice A2 - Resistência de união por cisalhamento (MPa):

n / Grupo	I – 1 mm	II – 2 mm	III – 3 mm
1	13,5	12,3	12,6
2	13,8	12,4	14,5
3	16,6	13,3	15,0
4	18,2	13,5	16,3
5	18,4	14,6	16,9
6	18,5	16,6	17,3
7	18,7	18,3	19,9
8	20,8	19,0	20,0
9	22,5	24,4	20,0
10	19,4	17,7	23,1
média	18,5	15,6	17,1
dp	2,44	3,80	3,17
coef var	7,6	4,1	5,4
v max	22,5	24,4	23,1
v min	13,8	12,3	12,6

Apêndice A3 - Dados originais e média de microdureza (VHN) na interface da porcelana com a zircônia e na superfície da porcelana e propagação de trincas na interface e na superfície (μm) para o cálculo da tenacidade a fratura

	1 mm		2 mm		3 mm	
	Zr	Sup	Zr	Sup	Zr	Sup
	2,34	2,37	2,02	1,18	2,05	1,84
	1,61	1,35	1,49	1,35	3,38	1,91
	1,04	1,60	1,77	1,02	2,83	2,32
Média	1,66	1,77	1,76	1,18	2,75	2,02
	1,47	1,60	2,03	1,88	2,36	2,13
	1,59	1,56	2,06	1,66	2,51	2,88
	1,34	1,25	1,64	3,15	2,05	2,53
Média	1,47	1,47	1,91	2,23	2,31	2,51
	1,13	1,67	4,00	2,81	1,76	1,33
	1,74	1,08	2,33	4,85	1,64	1,44
	1,77	1,26	2,47	2,57	1,65	1,62
Média	1,55	1,34	2,93	3,41	1,68	1,46
	1,13	1,93	1,40	1,44	1,74	1,65
	1,88	1,21	1,51	1,35	2,11	1,65
	1,96	1,59	1,66	1,24	1,91	1,56
Média	1,66	1,58	1,52	1,34	1,92	1,62
	0,97	1,66	2,21	1,40	1,22	1,55
	1,33	0,99	1,33	1,33	1,22	1,38
	1,67	0,65	1,52	1,41	1,41	1,70
Média	1,32	1,10	1,69	1,38	1,28	1,54
	2,51	1,83	2,42	1,63	1,44	1,56
	1,67	1,13	2,88	2,10	1,62	1,74
	1,34	1,17	1,32	1,56	1,34	1,48
Média	1,84	1,38	2,21	1,76	1,47	1,59
	1,44	1,21	1,55	1,45	1,43	1,08
	0,81	1,50	1,71	1,40	2,49	1,59
	1,27	1,38	1,28	1,12	2,13	1,19
Média	1,17	1,36	1,51	1,32	2,02	1,29
	1,86	1,46	1,66	0,92	0,94	1,43
	1,82	1,56	1,48	0,69	1,26	1,69
	1,02	2,46	1,51	1,27	1,71	2,08
Média	1,57	1,83	1,55	0,96	1,30	1,73
Media Total	1,53	1,48	1,89	1,70	1,84	1,72

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 22 de setembro de 2014

DANIEL LUNGAREZE