

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PELOTAS
Faculdade de Odontologia
Programa de Pós-Graduação em Odontologia



Tese

**Avaliação das propriedades ópticas e mecânicas de cerâmicas utilizadas no
sistema CAD-on**

Gabriela Romanini Basso

Pelotas, 2014

Gabriela Romanini Basso

Avaliação das propriedades ópticas e mecânicas de cerâmicas utilizadas no sistema CAD-on

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Pelotas, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração Materiais Odontológicos.

Orientador: Prof. Dr. Alvaro Della Bona

Co-orientador: Prof. Dr. Rafael Ratto de Moraes

Pelotas, 2014

Universidade Federal de Pelotas / Sistema de Bibliotecas
Catalogação na Publicação

B322a Basso, Gabriela Romanini

Avaliação das ópticas e mecânicas de cerâmicas
utilizadas no sistema cad-on / Gabriela Romanini Basso ;
Alvaro Della Bona, orientador. — Pelotas, 2014.

117 f. : il.

Tese (Doutorado) — Programa de Pós-Graduação em
Materiais Odontológicos, Faculdade de Odontologia,
Universidade Federal de Pelotas, 2014.

1. Cerâmicas. 2. Prótese parcial fixa. 3. Cor. 4. Estética.
5. Estética dental. I. Bona, Alvaro Della, orient. II. Título.

Black : D151

Elaborada por Fabiano Domingues Malheiro CRB: 10/1955

Gabriela Romanini Basso

Avaliação das propriedades ópticas e mecânicas de cerâmicas utilizadas no sistema
CAD-on

Tese apresentada, como requisito parcial, para obtenção do grau de doutor em Odontologia, área de concentração Materiais Odontológicos, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Pelotas.

Data da defesa: 19 de dezembro de 2014.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Alvaro Della Bona (Orientador)
Doutor em Ciencias dos materiais e engenharia, Universidade da Florida.

Prof. Dr. César Dalmolin Bergoli
Doutor em Prótese Dentária pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho

Prof^a. Dr^a. Paula Benetti
Doutora em Prótese Dentária pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho

Prof. Dr. Pedro Henrique Corazza
Doutor em Prótese Dentária pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho

Prof^a. Dr^a. Tatiana Pereira Cenci
Doutora em Prótese Dentária pela Universidade Estadual de Campinas

Prof^a. Dr^a. Giana da Silveira Lima (suplente)
Doutora em Dentística pela Universidade Federal de Pelotas

Prof^a. Dr^a. Anelise Fernandes Montagner (suplente)
Doutora em Dentística pela Universidade Federal de Pelotas

Agradecimentos

À Deus pelo dom da vida, por ter me permitido chegar até aqui, pelas oportunidades colocadas em meu caminho e por estar sempre iluminando e orientando minhas decisões.

Aos meus pais Jandir e Claudete, obrigada pelo apoio, pelo carinho, pela paciência, compreensão e pelo amor incondicional. Obrigada por acreditarem nos meus objetivos, por abrirem mão de tantas coisas por mim. Espero um dia poder, de alguma forma retribuir tudo isso. Amo muito vocês.

À minha irmã, pelo apoio, pela compreensão e incentivo na busca dos meus objetivos, por estar sempre pronta a me ouvir, amo você.

Aos meus avós, tios e familiares, obrigada pelo apoio em todos os momentos.

Ao Fernando por todo apoio e carinho durante todo esse período.

Ao meu orientador, prof. Alvaro Della Bona, pela orientação e ensinamentos, indispensáveis para realização deste trabalho, mostrando-me sempre que podemos alcançar tudo que almejamos. Por ter me possibilitado tantas oportunidades desde minha graduação até agora.

Ao meu co-orientador prof. Rafael pela orientação, pela dedicação, por me acalmar nos momentos de desespero, pelo apoio em todas as horas, por ser esse exemplo de profissional. Levo comigo muito mais que um mestre e orientador, mas um grande amigo.

À prof. Márcia, pela co-orientação, pela parceria nos congressos e viagens e acima de tudo pela amizade.

Ao professor Jason A. Griggs. Muito obrigada pela dedicação e cuidado que teve comigo durante meu estágio sanduíche.

Aos professores Max e Tati agradeço pelas oportunidades de trabalho, por terem me engajado ao seu grupo de trabalho de vocês, pela confiança até mesmo como babá da Rafa. Sou muito grata e feliz em continuar trabalhando com vocês por mais um tempo.

À prof. Noeli, obrigada pelas oportunidades, pela amizade, pelos almoços e jantas. Foi muito bom trabalhar com você.

Aos "bródis" que me acolheram em Pelotas, muito obrigada pela amizade, pela parceria, pelo companheirismo, pelos churras, pelos dias de Cassino, muito obrigada por tudo, adorei conhecê-los, esse doutorado foi mais divertido na companhia de vocês. Vocês são TOP!!

À Mel, que me acolheu desde o dia da prova do doutorado, sempre me cuidando como se eu fosse uma irmã mais nova. Muito obrigada pela amizade, pelo carinho e por tudo que já compartilhamos nestes longos anos.

À Fra, pela companhia, pelo ombro amigo, pelo incentivo, pela parceria de trabalho.

À Ane e a Karen minhas melhores roommates, muito obrigada por estarem comigo nos momentos mais difíceis. Por enxugarem as lágrimas e também comemorarem as vitórias. Amigas que vou levar para vida.

Aos colegas e amigos do PPGO, Queren, Vinicius, Rômulo, Tami, Marina, Hellen, obrigada pela convivência, pela força e pelo incentivo.

As queridas Alice e Ayumi adorei trabalhar com vocês, muito obrigada por tudo.

Aos meus colegas e amigos da graduação, em especial ao Pedro que me acolheu e me deu todo suporte durante o período em Jackson.

Ao Celaniri Jr. por estar sempre está disposto a nos ajudar.

Ao Programa de Pós Graduação em Odontologia - UFPel.

À CAPES agradeço pelo apoio financeiro.

Enfim, obrigada a todos que de alguma forma colaboraram para realização desse trabalho.

Resumo

BASSO, Gabriela Romanini. **Avaliação das propriedades ópticas e mecânicas de cerâmicas utilizadas no sistema CAD-on**. 2014. 116f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Programa de Pós Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Pelotas, Pelotas, 2014.

O presente estudo, dividido em três artigos, teve como objetivo investigar propriedades ópticas e mecânicas de materiais cerâmicos utilizados no sistema CAD-on. No primeiro artigo, foram confeccionadas barras monolíticas e tricamadas obtidas pela técnica CAD-on e submetidas ao teste de flexão por três pontos para avaliar resistência flexural, módulo de Weibull, modo de falha (mensurando o tamanho do defeito crítico em microscopia eletrônica de varredura – MEV) e tenacidade de fratura. No segundo artigo, foram confeccionadas próteses parciais fixas (PPFs), pela técnica CAD-on as quais foram submetidas ao teste e carga máxima de fratura "fast fracture" e ensaio de vida acelerado "step stress", sendo avaliados a confiabilidade e o modo de falha das PPFs por MEV. Já no terceiro artigo, discos cerâmicos para o sistema CAD-on foram utilizados para avaliar o efeito da combinação de cerâmicas de infraestrutura (zircônia) e de cobertura (dissilicato de lítio) na capacidade de mascaramento de substratos dentais e fundos metálicos. No primeiro artigo, as barras monolíticas e tricamadas tiveram resultados estatisticamente semelhantes para resistência flexural, resistência característica e módulo de Weibull, no entanto, os valores de tenacidade e o defeito crítico e das barras tricamadas foram significativamente superiores comparados às barras monolíticas. No segundo artigo, as PPFs tiveram dois modos de falha, lascamento e fratura do conector. O valor do módulo de Weibull (β) foi de 7,8 quando combinado os dois modos de falha. Quando analisados separadamente lascamento e fratura do conector, os valores de β foram de 7,9 e 2,9, respectivamente. No teste "step stress", os valores de β foram de 1,6 quando houve falha do conector e 1,3 quando houve lascamento. No terceiro artigo, a redução da espessura dos espécimes de dissilicato de lítio determinou aumento significativo da translucidez e, quanto menor a espessura, menor a capacidade de mascaramento dos conjuntos cerâmicos, independente do substrato utilizado. As principais conclusões deste estudo foram: 1) barras monolíticas e tricamadas não mostraram diferença estatística nos parâmetros avaliados, com exceção do tamanho de defeito crítico e tenacidade; 2) o teste de fadiga influenciou significativamente a confiabilidade das PPFs confeccionadas utilizando o sistema CAD-on; 3) a redução de espessura da camada de dissilicato de lítio, a presença de infraestrutura de zircônia e os substratos metálicos tiveram maior influência nas propriedades ópticas das restauração cerâmicas.

Palavras-chave: cerâmicas; ligas metalo-cerâmicas; cor; estética; estética dental; facetas dentárias; prótese parcial fixa.

Abstract

BASSO, Gabriela Romanini. **Evaluation of optical and mechanical properties of ceramics used in the CAD-on technique.** 2014. 116p. Thesis (PhD in Dentistry) - Programa de Pós Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Pelotas, Pelotas, 2014.

The aim of this study, divided into three papers, was to investigate the optical and mechanical properties of ceramic materials used in the CAD-on system. In the first paper, monolithic and trilayer bars were obtained by the CAD-on technique and subject to three-point bending test to evaluate flexural strength, Weibull modulus, failure mode (measuring the critical defect size by scanning electron microscopy – SEM) and fracture toughness. In the second paper, fixed partial dentures (FPDs) were prepared by the CAD-on technique and subjected to fast fracture (monotonic loading) or step stress (simulating cyclic fatigue) tests, evaluating the reliability and failure mode of the FPDs by SEM. In the third paper, ceramic discs for the CAD-on system were used to evaluate the combination of framework ceramic (zirconia) and veneer ceramic (lithium disilicate) on the masking ability of dental and metallic backgrounds. In the first paper, the monolithic and trilayer bars had statistically similar results for flexural and characteristic strength, and Weibull modulus; however the toughness and critical defect size of trilayer bars were significantly higher compared to monolithic bars. In the second paper, the FPDs had two failure modes, chipping and connector fracture. The Weibull modulus (β) was 7.8 when combined the two failure modes. When analyzing chipping and connector fracture separately, the β values were 7.9 and 2.9, respectively. In the step stress test, β values were 1.6 for connector failure and 1.3 for chipping. In the third paper, reduction in lithium disilicate thickness determined a significant increase in translucency. Lower thickness also reduced the masking ability of the ceramic combinations, regardless of the substrate used. The main conclusions of this study were: 1) monolithic and trilayer bars showed no statistical differences in the parameters evaluated, with the exception of critical defect size and toughness; 2) the fatigue test significantly influenced the reliability of the FPDs obtained by the CAD-on technique; 3) reduction in the lithium disilicate thickness and the presence of zirconia framework and metal substrates had greater influence on the optical properties of the ceramic restorations.

Key-words: ceramics; color; dental veneers; esthetics; esthetics dental; metal ceramic alloys. fixed partial dentures.

Sumário

1	Introdução	10
2	Projeto de pesquisa.....	13
3	Relatório do trabalho de campo.....	33
4	Artigo 1.....	34
5	Artigo 2.....	56
6	Artigo 3.....	78
7	Considerações finais.....	99
	Referências	100
	Apêndices.....	111

Notas preliminares

A presente tese foi redigida segundo o Manual de Normas para trabalhos acadêmicos da UFPel, adotando o nível de descrição em artigos. Disponível no endereço eletrônico: <http://sisbi.ufpel.edu.br/?p=manual>

O projeto de pesquisa contido nesta tese foi apresentado em formato final após qualificação realizada em novembro de 2012 e aprovado pela Banca Examinadora composta pelos Professores Doutores Alvaro Della Bona, Noéli Boscato, Sergio da Silva Cava e Maximiliano Sérgio Cenci.

1 Introdução

As cerâmicas vítreas começaram a serem utilizadas na Odontologia em 1770, desde então as mesmas estão passando por um processo progressivo de evolução, com diversas investigações sendo realizadas para melhoria deste material (DELLA BONA, 2009; KELLY; BENETTI, 2011). As primeiras coroas de cerâmica pura não obtiveram sucesso, pois o material era fraco, a técnica de fabricação complicada e a escolha do agente cimentante limitada. Devido a isso, inúmeros esforços foram feitos para criar mecanismos que fortalecessem a estrutura de cerâmica, surgindo assim as restaurações reforçadas por uma infra estrutura metálica, na qual as cerâmicas vítreas são utilizadas como cobertura (DELLA BONA, 2009; KELLY; DENRY, 2008; BORBA et al., 2011a). As cerâmicas vítreas possuem composição semelhante e muitas vezes o que as difere é a técnica de processamento, e cada técnica vai influenciar na quantidade de defeitos presentes no interior do material, translucidez e adaptação (GRIGGS, 2007). Dentre as técnicas mais tradicionais podemos citar a técnica de estratificação, nesta técnica a cerâmica é aplicada manualmente através de pincéis misturando o pó e o líquido, remove-se os excessos e a cerâmica passa por um processo de queima a vácuo, essa técnica possui a vantagem de boas propriedades estéticas mas a maior desvantagem é a grande incorporação de poros residuais (GRIGGS, 2007). Outra técnica também bastante utilizada é a técnica da barbotina, técnica que gera um material com melhor resistência a fratura, mas ainda com a desvantagem de envolver métodos complicados com vários passos laboratoriais (PALLIS et al. 2004).

Atualmente, o avanço no desenvolvimento das cerâmicas poli cristalinas, particularmente zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP) tem possibilitado a confecção de restaurações livres de metal onde se utiliza uma cerâmica de alto conteúdo cristalino para confecção da infraestrutura, para fornecer resistência e porcelana como cobertura para oferecer melhores propriedades estéticas (GRIGGS, 2007; BORBA et al, 2011). Sistemas cerâmicos a base de zircônia, com maior opacidade também têm sido utilizados em casos de restaurações de dentes escurecidos e pinos metálicos, para possibilitar um maior mascaramento de

remanescentes dentais escurecidos e possibilitar maior semelhança da restauração com os demais elementos dentais adjacentes à restauração.

No entanto, estudos clínicos tem reportado que as restaurações livres de metal sofrem lascamento e delaminação da porcelana de cobertura durante seu período em boca (SAILER et al, 2007; PELAEZ et al, 2012). Lascamento é a maior causa de falha das próteses totalmente cerâmicas com zircônia (SAILER et al, 2007; RAIGRODSKI et al, 2012b; VIGOLO; MUTINELLI, 2012; HEINTZE; ROUSSON, 2010). Contudo, as restaurações fabricadas pelo método de termo prensagem tem demonstrado menos lascamento da porcelana que as restaurações obtidas pelo método tradicional (BEUER et al, 2009).

Outros problemas podem envolver a incompatibilidade do coeficiente de expansão térmica (CTE) entre a cerâmica utilizada na infraestrutura e a porcelana de cobertura, estes problemas entre a porcelana de cobertura e a zircônia podem ser decorrentes ao rápido resfriamento quando as restaurações são removidas do forno, temperatura de sinterização, transformação auto catalítica durante o processo de queima da porcelana, diferenças de difusão térmica entre os materiais e baixa difusividade térmica da cerâmica (BENETTI et al, 2011; BENETTI; KELLY; DELLA BONA, 2013; BENETTI et al, 2014; RAIGRODSKI et al, 2012a).

Com a intenção de melhorar a resistência a fratura de coroas e próteses parciais fixas, a utilização de um material cerâmico mais resistente como a cerâmica a base de dissilicato de lítio tem sido utilizado como alternativa para substituir as porcelanas feldspáticas como cerâmicas de cobertura (BALTZER 2008; SCHMITTER; MUELLER, RUES, 2012). Estudos recentes tem demonstrado que as restaurações cerâmicas de livres de metal apresentam melhores propriedades mecânicas quando a cerâmica de cobertura é confeccionada pelo sistema de CAD/CAM (SCHMITTER; MUELLER, RUES, 2012).

Juntamente com desenvolvimento das cerâmicas poli cristalinas, houve também a introdução do sistema CAD/CAM. Os sistemas CAD/CAM se apoiam basicamente em três processos: escaneamento do preparo dentário ou modelo troquelado e obtenção de dados, desenho e processamento dos dados utilizando software em computador (CAD) e fresagem da peça protética (CAM). A utilização de blocos cerâmicos pré fabricados e do sistema CAD/CAM possuem como vantagens minimizar os defeitos internos e imperfeições resultadas em outros métodos de fabricação, aplicação de novos materiais, melhora na confiabilidade e controle da

qualidade das restaurações (MIYZAKI et al, 2009; SCHMITTER et al, 2013).

Em 2011, uma nova técnica chamada "CAD-on foi introduzida no mercado, onde coroas e próteses são confeccionadas totalmente pelo sistema CAD/CAM. Nesta técnica, os blocos pré sinterizados de Y-TZP, utilizado como infraestrutura e dissilicato de lítio utilizado como cerâmica de cobertura, ambos são confeccionados pelo sistema CAD/CAM e fusionados com um vidro cerâmico. Primeiramente, a infraestrutura de Y-TZP é fresada e sinterizada. Subsequentemente a cobertura de dissilicato de lítio é fresada e com a obtenção das duas estruturas, é feita a fusão através do processo de cristalização das duas partes e sinterização da cerâmica de cobertura simultaneamente. A fusão é feita através de um vidro cerâmico disponível na forma de cápsula contendo pó e líquido, que é misturado por vibração por 10 s em um vibrador especialmente desenvolvido para esse sistema. Após, a cápsula é aberta e o material é aplicado na superfície da cerâmica de cobertura e, imediatamente é feita união com a infraestrutura de zircônia (SCHIMMITTER et al, 2011; SCHMITTER; MUELLER, RUES, 2012; KANAT et al, 2014). Uma outra técnica semelhante a essa também foi desenvolvida, porém nessa técnica as duas estruturas cerâmicas são unidas com cimentação adesiva. Então, como essa é uma técnica nova, a literatura ainda é escassa e pouco se sabe a respeito de estruturas múltiplas obtidas utilizando o sistema CAD-on.

Dessa forma, o objetivo geral do presente estudo é avaliar as propriedades ópticas e mecânicas de cerâmicas utilizadas no sistema CAD-on através de testes in vitro.

Os objetivos específicos do presente estudo incluem:

1. avaliar a resistência à fratura de estruturas cerâmicas obtidas pela técnica CAD-on, através do teste de resistência flexural de três pontos;
2. estimar a confiabilidade mecânica de próteses parciais fixas confeccionadas pelo sistema CAD-on através do teste "step stress, compressão e fractográfico; e
3. avaliar a capacidade de mascaramento e o efeito óptico de espécimes monocamada (cerâmica de dissilicato de lítio) e bicamada (cerâmica de dissilicato de lítio e zircônia) avaliadas sobre diferentes fundos.

2 Projeto de pesquisa

2.1 Introdução

O uso das cerâmicas na odontologia iniciou-se em 1770 e desde então as mesmas estão em progressivo processo de evolução, com diversas investigações sendo realizadas para melhoria deste material (DELLA BONA, 2009; KELLY; BENETTI, 2011). Entre as principais características positivas das cerâmicas, podemos ressaltar a estabilidade química, estabilidade de cor e forma o que proporciona estética adequada a longo prazo, alta resistência à compressão e ao desgaste e excelente biocompatibilidade. Além disso, o coeficiente de expansão térmica, o módulo de elasticidade, a dureza, a densidade e a condutibilidade térmica são semelhantes ao da estrutura dental (DELLA BONA, 2009; ESCRIBANO; MACORRA DE LA, 2006).

As primeiras restaurações confeccionadas em cerâmica eram bastante frágeis e, para superar esse problema, foi desenvolvida a técnica de confecção de restaurações cerâmicas associadas a infraestruturas metálicas, na qual o metal servia de suporte interno para fortalecer a estrutura da porcelana (WEINSTEIN et al., 1962). Porém, essas restaurações possuem a desvantagem estética da estrutura metálica.

Diante disso, foram desenvolvidas restaurações livres de metal, com infraestruturas cerâmicas baseadas em alumina ou zircônia. O emprego dos sistemas cerâmicos à base de zircônia como infraestrutura parece ser promissor devido às adequadas propriedades mecânicas apresentadas. Sendo que este material pode se apresentar em três formas cristalinas, dependendo da temperatura. Em temperatura ambiente, se encontra na fase monoclinica, com aquecimento, a fase monoclinica começa a se transformar em uma fase tetragonal a 1187°C (DELLA BONA, 2009; KELLY; DENRY, 2008). Já no resfriamento, a transformação da fase tetragonal para monoclinica inicia em 1052°C. É importante ressaltar que na transformação da fase tetragonal para monoclinica durante o resfriamento é acompanhada por um aumento de volume de aproximadamente 4%, o que pode

levar à formação de trincas na cerâmica. Por esse motivo são incorporados óxidos estabilizadores que permitem a estabilização da estrutura tetragonal mesmo em temperatura ambiente, reduzindo assim as tensões. Como estabilizadores são utilizados a céria (CeO_2), ítria (Y_2O_3), alumina (Al_2O_3), magnésia (MgO) e cálcia (CaO). O óxido mais utilizado é a ítria que é adicionado (~3 mol%) para controlar a expansão de volume e estabilizar a zircônia na fase tetragonal em temperatura ambiente (DELLA BONA, 2009). Assim, na ocorrência de tensão que pode gerar trinca que se propaga na fase tetragonal, os cristais podem se transformar em monoclinicos, sofrendo expansão de volume e colocando a trinca sob tensão compressiva, inativando sua progressão (DENRY; KELLY, 2008; KELLY; DENRY, 2008; DELLA BONA, 2009).

Este tipo de cerâmica à base de zircônia estabilizada por ítria pode ser encontrada na forma de bloco pré-fabricado para CAD/CAM, o que assegura a homogeneidade e ausência de falhas ao material cerâmico. Nesse processo, as restaurações são produzidas em duas camadas: uma infraestrutura de alta resistência, produzida pelo método de processamento CAD/CAM, que é revestida com porcelana para fornecer uma restauração mais natural (BORBA et al., 2011a)

Embora as cerâmicas sejam materiais bastante promissores, elas apresentam falhas, que podem ocorrer por problemas inerentes ao método de fabricação, à clínica odontológica ou limitações do próprio material (DELLA BONA, 2009; SCHMITTER et al., 2012). Neste contexto, do avanço no desenvolvimento dos materiais, houve também a inovação de técnicas de fabricação tais como a usinagem das restaurações por CAD/CAM (*computer-aided designing and computer-aided machining*) (DELLA BONA, 2009; KELLY; BENETTI, 2011).

Os sistemas CAD/CAM se apoiam basicamente em três processos: escaneamento do preparo dentário e obtenção de dados, desenho e processamento dos dados utilizando software em computador (CAD) e fresagem da peça protética (CAM). Possuem como vantagens a aplicação de novos materiais, efetividade e controle de qualidade (MIYZAKI et al., 2009; VAN NOORT, 2012).

Recentemente em 2011, foi lançada uma nova técnica de confecção de coroas e próteses parciais fixas de cerâmica pura, onde as mesmas são confeccionadas inteiramente informatizadas pelo sistema CAD/CAM, tanto a infraestrutura quanto a cerâmica de cobertura. Essa técnica possui a vantagem de utilizar apenas blocos pré-sinterizados usinados em CAD/CAM, reduzindo os

defeitos internos do material (MIYAZAKI et al., 2009). Nessa técnica, primeiramente é fresada a infraestrutura, que é sinterizada. Posteriormente, é fresada a estrutura de recobrimento. Com a obtenção das duas estruturas, é feita a cimentação adesiva das estruturas cerâmicas e por último, a peça protética é cimentada na superfície preparada dos dentes. Por ser uma técnica bastante recente, a literatura é bastante escassa em torno dessa técnica e pouco se sabe sobre a resistência mecânica das restaurações obtidas pela mesma.

2.2 Revisão da Literatura

2.2.1 Próteses totalmente cerâmicas

A crescente demanda pela estética fez com que as próteses metalocerâmicas fossem substituídas por próteses de cerâmica pura. Essas restaurações são compostas basicamente de uma infraestrutura cerâmica com alto conteúdo cristalino, de maior resistência, recoberta por uma porcelana com melhores propriedades ópticas e propriedades térmicas compatíveis com a infraestrutura (DELLA BONA; KELLY, 2008; MIYAZAKI et al., 2009; DELLA BONA, 2009).

Além do requisito estética, as restaurações totalmente cerâmicas devem apresentar longevidade clínica semelhante as restaurações metalocerâmicas. O estudo realizado por Suárez *et al.* (2004), avaliou o desempenho clínico de 18 próteses fixas confeccionadas na região posterior pelo sistema In Ceram Zircônia, em um período de 3 anos. Dentro do período avaliado, nenhuma prótese fraturou, apenas uma prótese foi perdida em função de fratura de raiz e necessidade de extração. Quanto ao critério de cor, adaptação marginal e anatômica ambos se apresentaram aceitáveis. Levando os autores a concluir que, dentro do período avaliado as próteses fixas confeccionadas pelo sistema In Ceram Zircônia são tratamentos aceitáveis, porém é necessário um acompanhamento por um período de tempo maior.

Em 2007, Sailer *et al.*, realizaram um estudo com o objetivo de determinar a taxa de sucesso de próteses parciais fixas. Foram selecionados 45 pacientes com a necessidade de confecção de pelo menos uma prótese de 3 a 5 elementos na região

posterior. Para os pacientes selecionados foram confeccionadas 47 próteses de 3 elementos, 8 de 4 elementos e 2 de 5 elementos, totalizando 57 próteses. Todas as infraestruturas foram confeccionadas pelo técnica de usinagem com o sistema Cercon (DeguDent), seguido da aplicação em camadas da porcelana do mesmo sistema, a cimentação foi realizada com os cimentos Variolink e Panavia. Após 5 anos, as próteses foram avaliadas quanto ao índice de falhas técnicas e complicações biológicas. Doze próteses (26,1%) tiveram que ser substituídas após 5 anos, sendo que apenas um caso de fratura foi observado após 38 meses e 11 foram perdidas por complicações biológicas ou técnicas. Os motivos de falha foram cárie secundária (21,7%) e lascamento da porcelana (15,2%). Não houve diferença significativa entre os dois cimentos utilizados. Os autores concluíram que a zircônia oferece estabilidade suficiente como material de infraestrutura para próteses parciais fixas, porém a porcelana ainda precisa ser melhorada.

Em 2008, Della Bona e Kelly, realizaram uma revisão de literatura comparando a longevidade clínica das restaurações de cerâmica pura. As facetas cerâmicas apresentaram um índice de insucesso inferior a 5%, em grande parte dos estudos, as complicações que ocasionaram as falhas foram: 31% estéticas, 31% complicações mecânicas, 12,5% perda de retenção, 12,5% suporte periodontal, 6% por cárie e 6% por fratura do dente. Quanto as inlays/onlays cerâmicas, a taxa de sucesso foi de aproximadamente 90%, na maioria dos estudos, por um período de avaliação que variou de 7 a 10 anos, e as causas de falhas relatadas foram: fratura da cerâmica (53%), fratura do dente (20%) e problemas endodônticos (7%). As coroas unitárias tanto anteriores quanto posteriores, apresentaram uma taxa de sobrevivência de mais de 90%, independente do tempo de avaliação e do material utilizado, com exceção da cerâmica vítrea Dicor, que já não se encontra mais no mercado. No geral as coroas anteriores apresentaram menores índices de fraturas do que as coroas posteriores, as causas mais comuns de falhas foram fraturas catastróficas, fratura da porcelana e cárie secundária. Por fim, para as próteses parciais fixas totalmente cerâmicas (In-Ceram Alumina, Vita) a taxa de sucesso variou entre 67,3 e 100%, com período de avaliação de 1 a 10 anos, e para o IPS Empress 2 (Ivoclar) o índice de sucesso variou entre 50 e 93%.

Em um estudo prospectivo de 5 anos realizado por Vigolo e Muntinelli (2012), foram avaliadas 60 próteses fixas de um elemento e observaram que não

houve diferença quanto a taxa de sobrevivência de restaurações confeccionadas com coping metálico ou de zircônia.

Com o objetivo de avaliar o desempenho clínico de próteses fixas realizadas com zircônia, Raigrodski et al. (2012) realizaram uma revisão sistemática. Doze estudos clínicos que avaliaram próteses com zircônia foram incluídos, sendo um estudo clínico randomizado com 3 anos de acompanhamento. A complicação técnica mais prevalente foi o lascamento da porcelana, seguido de fratura catastrófica, perda de retenção e desadaptação marginal. A taxa de sobrevivência das próteses variou de 73,9% a 100% dentro dos 12 estudos avaliados. Um dos estudos teve uma alta incidência de desadaptação marginal e como consequência cárie secundária, os autores especulam que isso pode ter acontecido em função do protótipo de usinagem do sistema Cercon, em que a porcelana de recobrimento é aplicada em camadas e devido a diferença de coeficiente de expansão térmico (CTE) da Zircônia e da porcelana feldspática utilizadas nesse sistema. O que se justifica pelo fato de um outro estudo que utilizou o sistema Cercon Ceram Express em que a porcelana de recobrimento é aplicada por injeção, apenas duas restaurações foram perdidas. Uma falha foi por fratura catastrófica da restauração, porém a mesma se encontrava inadequada, com a cerâmica de infraestrutura com apenas 0,3mm de espessura, por preparo inadequado e a outra por falta de retenção. Levando os autores a concluir que, os estudos realizados a curto prazo sugerem que as próteses fixas totalmente cerâmicas podem ser uma alternativa para restaurações em dentes anteriores e posteriores.

Um artigo de revisão sistemática realizado com 37 artigos, avaliou a incidência de fratura de restaurações cerâmicas unitárias, facetas e coroa. A taxa anual de fratura foi de 1,6% a 4,4% em 5 anos, independente do material utilizado. Quanto a localização, a taxa de falha foi de 5,4% em dentes posteriores e 3% em anteriores, sendo que os molares apresentaram 8,1% de falha, seguidos pelos pré-molares (3%). Os autores concluem que no período de 5 anos, as restaurações cerâmicas, facetas e coroas mostraram-se clinicamente aceitáveis, tanto em dentes anteriores quanto posteriores (WANG et al., 2012).

2.2 Zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por óxido de ítrio (Y-TZP)

De acordo com a quantidade de estabilizante e a microestrutura formada, a zircônia pode ser classificada em três tipos: totalmente estabilizada (FSZ),

parcialmente estabilizada (PSZ) e tetragonal policristalina (TZP). Um tipo de zircônia bastante utilizado em odontologia é a zircônia tetragonal policristalina parcialmente estabilizada por 3mol% de ítria (3Y-TZP), com uma microestrutura de grãos com tamanho de <1mm (CHRISTEL et al., 1989; CHEVALIER et al., 2004; CHEVALIER et al., 2009; DELLA BONA, 2009).

Durante o resfriamento ou estresses externos, a zircônia pode passar da fase tetragonal para monoclinica, o que melhora suas propriedades mecânicas, como a tenacidade. Pois o material sofre um aumento de volume de até 4%, produzindo um estresse de compressão na região de extremidade da trinca, impedindo assim sua propagação (DELLA BONA, 2009). Por ser um tipo de cerâmica com boa resistência e tenacidade, a zircônia é bastante utilizada como infraestrutura em próteses totalmente cerâmicas (GRIGGS, 2007).

Os sistemas cerâmicos à base de zircônia podem ser processados através da técnica da barbotina ou em blocos pré-sinterizados utilizados no sistema CAD/CAM (KARATASLI et al., 2011; RAIGRODSKI, 2004; SHIRAKURA et al., 2009). Os blocos pré-sinterizados são produzidos por um processamento industrial rigidamente controlado, por isso há um aumento na uniformidade microestrutural, maior densidade, baixa porosidade e menores tensões residuais (MCLAREN; WHITE, 1999). A técnica de CAD/CAM possui como vantagens a aplicação de novos materiais, menor tempo laboratorial, efetividade e controle de qualidade das peças (BORBA et al., 2011; MIYZAKI et al. 2009; VAN NOORT, 2012; VIGOLO; MUTINELLI, 2012).

Os estudos clínicos que avaliam a longevidade das próteses confeccionadas com blocos parcialmente sinterizados utilizados no sistema CAD/CAM vêm demonstrando resultados promissores. O sucesso clínico das restaurações de zircônia foi discutido em um artigo de Ozkurt e Kazaxoaglu (2010), no qual foram selecionados 8 artigos que avaliaram a longevidade clínicas de 218 próteses parciais fixas. As próteses fixas eram de 3 ou mais elementos e foram avaliadas entre o período de 1 e 5 anos. Apenas uma prótese apresentou fratura em zircônia, no conector, mostrando uma taxa de fratura de 97,8% após 5 anos. O problema mais frequente nessas próteses foi o lascamento da porcelana, a taxa de lascamento variou entre 6 a 25%, os autores concluem que esses resultados podem ser devido a baixa resistência de união entre a infraestrutura e a porcelana e as propriedades mecânicas insuficientes da porcelana. O índice de cárie secundária

variou entre 10,9 e 21,7% e a infiltração marginal variou entre 56,5 e 58,7% após 3 e 5 anos, respectivamente.

Alguns problemas da zircônia podem envolver a incompatibilidade do coeficiente de expansão térmica (CTE) e união entre as cerâmicas utilizadas na infraestrutura e na cobertura, instabilidade em longo prazo na presença de água e opacidade (DELLA BONA, 2009; GUAZZATO et al., 2010). Em um estudo de Guazzato et al. (2010), foi avaliado o efeito da espessura da porcelana e do rápido resfriamento na formação de trincas espontâneas em 5 sistemas cerâmicos. Foram inicialmente confeccionadas 220 esferas de zircônia estabilizada por óxido de ítrio (Y-TZP), em seguida elas foram divididas segundo a porcelana de cobertura aplicada, variando de (1,5gm e 2,5gm) e velocidade de resfriamento (normal e rápida). Após o resfriamento os espécimes foram analisados sob luz UV a procura de trincas. A quantidade de trinca foi analisada estatisticamente, encontrou-se relação positiva para formação de trincas para os fatores: espessura e velocidade de resfriamento. A maior espessura e o rápido resfriamento são responsáveis pela maior formação de trincas.

2.2.2 Resistência mecânica

Os materiais cerâmicos, algumas vezes tem suas aplicações limitadas devido ao comportamento mecânico, pois possuem baixa resistência às tensões de tração e baixa tenacidade de fratura se comparados ao metal. Sendo assim, propensa a fraturas catastróficas de maneira frágil com pouca absorção de energia quando expostas às tensões de tração ou flexão (ANUSAVICE, 2005; CALLISTER, 2002; DELLA BONA, 2009). A resistência das cerâmicas é controlada pela presença de microporosidades e tamanho das trincas que são defeitos pré-existentes, difíceis de serem controlados (ANUSAVICE, 2005). As tensões induzidas durante a fadiga mecânica reduzem a resistência ao longo do tempo, isso pode ser explicado devido a propagação de trincas que excedem a resistência do material (CALLISTER, 2002; DELLA BONA, 2009). A zona de tensão na ponta da trinca pode ser descrito pelo fator de intensidade de tensão (K), em materiais friáveis é controlado pelo modo de fratura (I) ou intensidade de tensão (K_I). A falha vai ocorrer quando a intensidade de tensão atingir uma condição crítica (K_{IC}) que é o fator de intensidade de tensão crítico ou tenacidade a fratura (BORBA et al., 2011b; CALLISTER, 2002; DELLA BONA, 2009).

O teste de resistência a flexão é bastante utilizado para avaliar a resistência das cerâmicas, por serem materiais frágeis, mais fracos sob tração do que sob compressão. Esse teste pode ser realizado por diversos métodos, como o teste de flexão biaxial, de flexão por três e de flexão por quatro pontos (CALLISTER, 2002). Uma desvantagem do teste de flexão de três pontos é que uma superfície menor do corpo de prova é submetida a tensão de tração. Além disso, é muito difícil eliminar as bordas em ângulo de 90°, indesejáveis, dos corpos de prova (DELLA BONA, 2009; RITTER et al., 1980).

A análise do teste de flexão biaxial é muito complexa, até mesmo para discos monolíticos. Ela exige uma equação que descreve a relação entre o posicionamento transversal do disco e a intensidade da carga aplicada. Geralmente, essa solução é resolvida utilizando a variável complexa de Muskhelishvili e as soluções se dão em forma de séries complexas (HSUEH et al., 2006).

O método de flexão de quatro pontos é bastante utilizado para avaliação de materiais frágeis de uma camada e múltiplas camadas (CALLISTER, 2002; DELLA BONA, 2009). Estudos clínicos mostram que a origem da fratura de restaurações cerâmicas ocorre, normalmente, na superfície interna das coroas. Assim, a cerâmica de infraestrutura deve ser posicionada sob tração no caso de testes de flexão de estruturas de multicamadas (DELLA BONA et al., 2003).

As tensões de falha dos materiais frágeis são distribuídas estatisticamente em função da distribuição dos defeitos pré-existent no material, sendo assim, o módulo de Weibull é um parâmetro estatístico bastante utilizado para descrever a confiabilidade do material e estrutural. Os maiores valores do módulo de Weibull correspondem a materiais ou estruturas com maior confiabilidade estrutural.

2.2.3 Resistência a fratura em função da ciclagem mecânica

Delong e Douglas (1983), atestam que 3 requisitos básicos são necessários para o desenvolvimento de um ambiente oral artificial: saliva artificial, temperaturas semelhantes ao do ambiente oral e forças e movimentos semelhantes ao encontrados durante a mastigação. Com relação aos movimentos mastigatórios, os autores desenvolveram um dispositivo simulador dos movimentos horizontais e verticais, da mandíbula, além de simular a frequência mastigatória de 3 a 4Hz e carga oclusal de 9 a 180N.

Segundo Griggs (2007), um modo de se avaliar a resistência mecânica dos materiais cerâmicos é através do teste de fadiga cíclica em ambiente aquoso, que simula a fadiga mecânica que ocorre no ambiente oral. Pois as cerâmicas a base de zircônia são instáveis em longo prazo na presença de água, levando a degradação em baixas temperaturas.

Silva et al. (2011), realizaram um estudo avaliando a confiabilidade e modo de falha de coroas unitárias com infraestrutura de zircônia, cimentadas em um molar padronizado explorando os efeitos da fadiga na sobrevivência de infraestruturas modificadas. Uma replica dental foi moldada e escaneada pelo sistema CAD/CAM para a fabricação das infraestruturas em Y-TZP, criando dois grupos: STD) 0,5mm de espessura padrão; MOD) infraestrutura modificada aumentando a espessura em 1mm e na margem lingual foi estendido em uma altura de 2,5mm. Todas as infraestruturas foram cobertas com uma porcelana de mesma espessura. Trinta e quatro dentes de Z100 foram fabricados seguindo o preparo do modelo anterior e as coroas foram cimentadas com o RelyX Unicem sob carga de 10N e armazenados sete dias em água. Três coroas de cada grupo foram submetidas a carga até a fratura, os demais espécimes foram divididos em carga suave, moderada e agressiva simulando contato oclusal que variou de 50N até 800N, variando os ciclos de 190000, 180000 e 150000 para as cargas. As forças foram direcionadas na cúspide méso-lingual. Quanto as coroas submetidas a uma única carga, os valores de resistência a fratura foram 1134 e 767N para STD e MOD não havendo fratura da infraestrutura. A 50000 ciclos com 200 e 300N a confiabilidade se mostrou maior para o grupo MOD. As fraturas para MOD se mostraram menores, no entanto a extensão da mesma se mostrou maior na porcelana. Para o grupo STD as fraturas foram amplas (em cúspide e estendendo para proximal e cervical). A infraestrutura modificada mostrou benefícios adicionais, pois obteve melhor confiabilidade melhorando a cúspide lingual.

2.2.4 Análise de fratura

Para se obter informações detalhadas do processo de fratura, exame fractográfico, faz-se uma análise criteriosa com microscópios ópticos e eletrônico de varredura. O microscópio eletrônico de varredura é o mais utilizado nesses casos por possuir resolução e profundidade de campo que muitas vezes não se obtém com outro tipo de microscópio como o óptico (CALLISTER, 2002). A fractografia tem sido

utilizada para relacionar quantitativamente o estresse no momento da falha, a natureza do estresse e a quantidade de estresse residual relativos aos tamanhos da trinca inicial e a topografia ao redor dela (DELLA BONA et al., 2003).

2.3 Objetivos

2.3.1 Objetivo geral

Avaliar o comportamento mecânico de estruturas cerâmicas usinadas por CAD/CAM e usando a tecnologia *Rapid Layer Technology* (RLT).

2.3.2 Objetivos específicos

- Determinar a resistência a flexão por quatro pontos e o módulo de Weibull da cerâmica de infraestrutura e da porcelana utilizadas nas PPFs com o método RLT;
- Avaliar a influência da ciclagem mecânica na resistência a fratura de PPFs com o método RLT, testando a hipótese de que a ciclagem mecânica influencia negativamente na resistência a fratura das PPFs;
- Identificar o modo e a origem da fratura das PPFs, testando a hipótese que o lascamento da porcelana é o modo de fratura mais frequente.

2.4 Materiais e Métodos

2.4.1 Materiais utilizados

Serão estudadas uma cerâmica para infraestrutura (VITA In-Ceram YZ) e uma porcelana (VITABLOCS Mark II) utilizadas para fabricação de PPFs no sistema VITA *Rapid Layer Technology*. Os materiais estão descritos no quadro 1.

Quadro 1 – Materiais a serem estudados

Material	Fabricante	Tipo de Material	Indicação
VITA In-Ceram YZ	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha	Zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com óxido de ítrio (Y- TZP)	Infraestrutura
VITABLOCS Mark II		Porcelana feldspática	Recobrimento de infraestruturas
NEMA G10	International Paper, Hampton, SC, EUA	Resina epóxica reforçada por fibras de vidro	Confecção de troquel (modelo)
CAM-base	Dentona AG, Dortmund, Alemanha	Gesso tipo IV especial para CAD/CAM	Confecção de modelo
RelyX U200	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Cimento resinoso autoadesivo	Cimentação
Vitasil	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha	Silano	Silanização
Vita Ceramics Etch	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha	Ácido fluorídrico 5%	Condicionamento ácido de cerâmicas ácido- sensíveis

2.4.2 Fabricação dos corpos de prova

2.4.2.1 Fabricação dos corpos de prova para o teste de resistência flexural

Serão fabricados dois tipos de corpos de prova (n=30) em forma de barra (CP), com dimensões de 1,8mm × 4mm × 16mm:

- 1) Barra monolítica.
- 2) Barra de três camadas, composta por 0,7mm de cerâmica de infraestrutura, 0,1mm de cimento resinoso e 1mm de porcelana feldspática.



● Barra monolítica



Barra de três camadas:

- 0,7mm infraestrutura
- 0,1mm cimento resinoso
- 1.0mm porcelana feldspática

As barras serão confeccionadas através do corte de blocos pré-sinterizados da cerâmica para infraestrutura Vita In-Ceram YZ e VITABLOCS Mark II. Os blocos serão fixos em um dispositivo da máquina de corte (Isomet). Os cortes serão realizados com um disco diamantado sob refrigeração de água. Posteriormente, será realizado o polimento das barras na politriz utilizando lixas d'água.

Após as barras da cerâmica de infraestrutura serão sinterizadas em forno (Zircomat), seguindo as orientações do fabricante (Vita), de acordo com o Quadro 3.

Para união da infraestrutura com a porcelana será realizado o procedimento de cimentação. Será realizado o jateamento da superfície externa da cerâmica de infraestrutura com óxido de alumínio (Al_2O_3) de 50 μm e com pressão de jateamento de 2,5bar, a superfície interna da porcelana será condicionada com ácido fluorídrico 5% (Vita Ceramics Etch) por 60s, remoção do ácido fluorídrico com spray de água/ar, secagem por 20s e aplicação do silano (Vitasil) por 60s seguida de um leve jato de ar por 30s para volatilização do solvente, seguindo as recomendações do fabricante. O cimento resinoso autoadesivo (RelyX U200) será aplicado sobre a superfície interna da porcelana e externa da infraestrutura e realizada uma pressão

de 750g por 15min. Os excessos de cimento serão removidos e a fotoativação será realizada por 60s utilizando o cimento RelyX U200 e um peso de 750g por 15min, simulando a pressão de cimentação. As arestas dos CPs serão chanfrados com o auxílio de um dispositivo e lixas d'água, com uma largura do chanfro de 0,1mm, seguindo as normas da ISO 6872.

2.4.2.2 Próteses parciais fixas (PPFs) para o ensaio de resistência a fratura em função da ciclagem mecânica

Um modelo metálico de dois pilares com formato de pré molares, simulando preparos protéticos será utilizado como padrão. Cada preparo possui altura de 6mm, angulação de 20° e término em ombro arredondado.



Figura 1 – Preparo protético com altura de 6mm, angulação de 20° e término em ombro arredondado.

Fonte: Imagem cedida gentilmente pelo Dr. Pedro Henrique Corazza

Posteriormente, serão feitas réplicas desses modelos preparados em resina epóxica reforçada por fibra de vidro (G10), que possui um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina humana (12,9GPa) (ZAHARAN et al., 2008). Essas réplicas serão moldadas com silicona de adição (Express XT, 3M ESPE), vazado com gesso tipo IV especial para CAD/CAM (Dentona AG, Dortmund, Alemanha).



Figura 2 – Modelo em resina epóxica reforçada por fibra de vidro (NEMA granulação G10).

Fonte: Imagem cedida gentilmente pelo Dr. Pedro Henrique Coraz\za

2.4.2.3 Sistema CAD/CAM

No sistema CAD/CAM (CEREC), primeiramente faz-se a inicialização do sistema, seleciona-se o tipo de prótese a ser realizada, no caso prótese parcial fixa de três elementos, tendo como pilares dois pré molares. Posteriormente, o modelo é escaneado por um feixe de laser em três ângulos diferentes. A partir dessas imagens, o programa (Biogenérico) monta uma imagem tridimensional do modelo e inicia-se o planejamento da PPF, definindo eixo de inserção, contatos, espessura da prótese (0,7mm de infraestrutura e 1mm de porcelana), dos conectores (9mm²), espessura para o cimento resinoso (0,1mm) e espaço interno entre a peça e o modelo preparado. Finalmente, serão delimitadas as margens do preparo e elaborado o desenho da prótese.

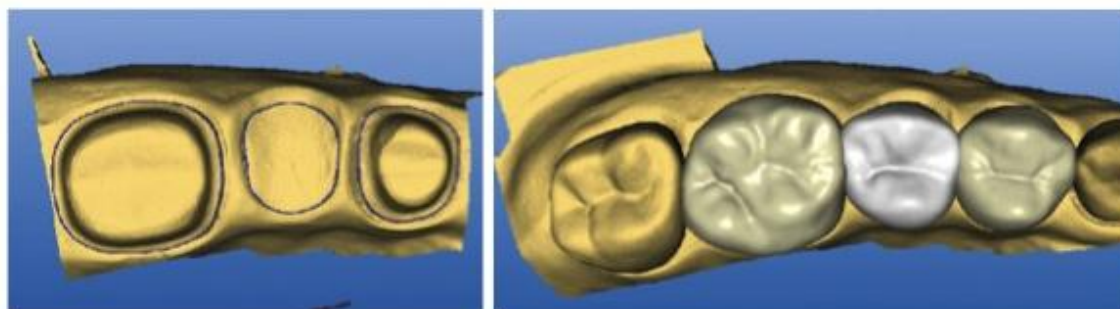


Figura 3 - Delimitação das margens do preparo e desenho da prótese.

Fonte: <http://vident.com/products/cadcam/rapid-layer-technology>

Por conseguinte, os dados serão enviados para unidade de fresagem, onde será inserido e usinado o bloco de cerâmica para infraestrutura (VITA In-Ceram YZ) e depois o bloco de porcelana (VITABLOCS Mark II). Após a fresagem, as estruturas cerâmicas serão removidas do bloco com auxílio de uma ponta diamantada em alta rotação sob refrigeração.

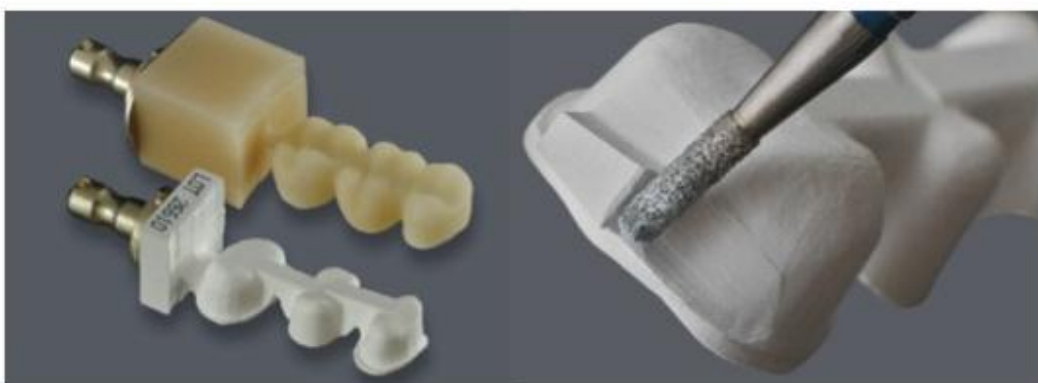


Figura 4 – Estruturas cerâmicas após a fresagem e remoção do bloco com auxílio de uma ponta diamantada.

Fonte: <http://vident.com/products/cadcam/rapid-layer-technology>

Previamente à sinterização será realizada a pigmentação da infraestrutura como recomendado pelo fabricante para alcançar uma transição de cor harmoniosa entre a infraestrutura e estrutura de recobrimento. Será executada uma queima de limpeza sobre manta refratária em um forno cerâmico para eliminar e remover os líquidos de refrigeração e lubrificação da estrutura porosa, que foram absorvidos durante a usinagem no aparelho de CAD/CAM.

Quadro 2 - Queima de limpeza

Temperatura inicial °C				Temperatura aprox. °C	
	min.	min.	°C/min		min.
500	3.00	6.00	33	700	5.00

As infraestruturas serão mergulhadas no YZ Coloring Liquid, permanecendo imersas por 2 minutos, após será removido o excesso com papel absorvente e permanecerão em repouso até secagem completa.

A sinterização será realizada sobre um cadinho apropriado em um forno (Zircomat) de acordo com o seguinte programa:

Quadro 3 - Programa de sinterização da cerâmica Vita In-Ceram YZ

Temperatura inicial °C	 min.	 °C/min	Temperatura aprox. °C	 min.
40	3.00	88	1530	120

Para união da infraestrutura com a porcelana, será realizado o procedimento de cimentação. Será realizado o jateamento da superfície externa da infraestrutura com óxido de alumínio (Al_2O_3) de 50 μm e com pressão de jateamento de 2,5bar (Figura 6a). Será aplicado vaselina nas bordas da superfície externa da porcelana para facilitar a remoção do cimento e a superfície interna da porcelana será condicionada com ácido fluorídrico 5% (Vita Ceramics Etch) por 60s (Figura 6b), remoção do ácido fluorídrico com spray de água/ar, secagem por 20s e aplicação do silano (Vitasil) por 60s (Figura 6c), seguida de um leve jato de ar por 30s para volatilização do solvente, seguindo as recomendações do fabricante. O cimento resinoso autoadesivo (RelyX U200) será aplicado sobre a superfície interna da porcelana e externa da infraestrutura e realizada uma pressão de 750g por 15min. Os excessos de cimento serão removidos e a fotoativação será realizada por 60s (Figura 6d).

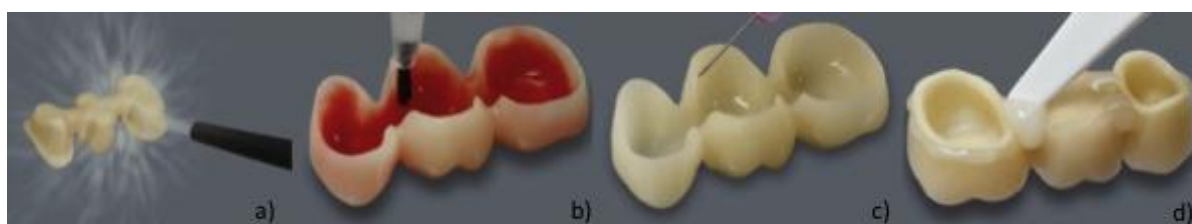


Figura 5 - Procedimentos de cimentação.

Fonte: <http://vident.com/products/cadcam/rapid-layer-technology>

2.4.3 Ensaios mecânicos

2.4.3.1 Resistência à flexão e análise de Weibull

Cada amostra será submetida ao ensaio de flexão de quatro pontos, a uma velocidade de 0,5mm/min em uma máquina de ensaios universal (Instron). O ensaio será realizado em água destilada 37°C. As cargas de falha serão registradas e os valores de resistência à flexão serão calculados.

O valor máximo de tensão (σ) será calculado utilizando a seguinte equação:

Equação 1.

$$\sigma = MY/I$$

Onde M é o momento da carga, Y é a distância entre o eixo neutro e a parte mais externa, e I é o momento da inércia da secção transversal em torno do eixo central.

Para o ensaio de resistência à flexão de quatro pontos de estruturas monolíticas:

$$M = (PL/6); Y = (t/2), \text{ e } I = (1/12)wt^3.$$

Através da substituição na Equação 1., a equação que se segue será desenvolvida

Equação 2.

$$\sigma = PL/wt^2.$$

Onde P é a carga aplicada na fratura, L é a distancia entre os pontos de apoio do corpo de prova, w é a largura da base da amostra, e t é a espessura da amostra.

Para os espécimes de três camadas, a Equação 1. ainda é aplicada mas novos valores de Y e I (Y' e I_{TOT}) precisam ser calculados:

Equação 3.

$$Y' = [t_{if}^2/2) + E_{cr}/E_{if}((t_{cr}^2/2)+t_{if}t_{cr})+E_p/E_{if}((t_p^2/2)+t_p t_{cr}+ t_p t_{if})]/[t_{if}+E_{cr}/E_{if})t_{cr}+(E_p/E_{if})t_p]$$

Onde t_{if} , t_{cr} e t_p referem-se a espessura das camadas da cerâmica de infraestrutura, cimento resinoso e porcelana, respectivamente; e E_{if} , E_{cr} e E_p referem-se ao módulo de elasticidade da cerâmica de infraestrutura, cimento resinoso e porcelana, respectivamente.

O momento total de inércia (I_{TOT}) para esses espécimes será:

Equação 4. $c=if$ $v=cr$ $g=p$

$$I_{TOT} = \left\{ \left[\frac{1}{12} \right] (E_p/E_{if}) w t_p^3 \right\} + \left\{ (E_p/E_{if}) w t_p (t_{if} + t_{cr} + (t_p/2) - Y')^2 \right\} + \left\{ \left[\frac{1}{12} \right] (E_{cr}/E_{if}) w t_{cr}^3 \right\} + \left\{ (E_{cr}/E_{if}) w t_{cr} (t_{if} + (t_{cr}/2) - Y')^2 \right\} + \left\{ \left[\frac{1}{12} \right] w t_{if}^3 \right\} + \left\{ w t_{if} ((t_{if}/2) - Y')^2 \right\}$$

E $w t_{if}$, $w t_{cr}$, $w t_p$ correspondem a largura e espessura da cerâmica de infraestrutura, cimento resinoso e porcelana, respectivamente.

Portanto, a tensão de tração será calculada usando:

Equação 5.

$$\sigma = [(P/2)(L/3)Y'] / I_{TOT}$$

O módulo de elasticidade (E) e o coeficiente de Poisson (v) serão determinados por meio de ondas ultrassônicas e um programa de computador, com base em equações que utilizam a densidade, volume, peso e espessura de cada material. A espessura (t) será medida utilizando um paquímetro digital e o peso (w) será obtido em uma balança analítica. A densidade (p) será obtida utilizando um picnômetro de hélio e após será calculado o volume (V) (DELLA BONA et al., 2003).

A análise de Weibull será realizada com os dados de resistência. A descrição da distribuição de Weibull é dada por:

Equação 6.

$$P_f = 1 - \exp [-(\sigma/\sigma_0)^m]$$

Onde P_f é a probabilidade de fratura, definida pela relação entre $P_f = k/(N+1)$, k é classificado como resistência do menor para o maior, N indica o número total de espécimes ensaiados, m é o parâmetro de forma (módulo de Weibull), e σ_0 é o parâmetro de escala ou resistência característica ($\sigma_{63,21\%}$) (DELLA BONA, 2009). A análise de Weibull será realizada com o auxílio de um programa estatístico.

2.4.3.2 Ensaio de resistência a fratura em função da ciclagem mecânica

As próteses serão limpas e cimentadas nos modelos a base de resina epóxica (G10) para realização desse ensaio. O procedimento de cimentação será realizado de acordo com Kelly et al. (2010), ou seja, os modelos serão condicionados com ácido fluorídrico 5% por um minuto, depois será aplicado o silano e o cimento resinoso autoadesivo (RelyX U200) será aplicado sobre a superfície interna da infraestrutura, que será mantida com uma pressão de 750g por 15min. Os excessos de cimento serão removidos e a fotoativação será realizada por 60s.

A carga de fratura das PPFs será avaliada com e sem envelhecimento com ciclagem mecânica. A ciclagem mecânica será realizada em uma máquina de ensaios dinâmicos (MTS Evolution, MTS Systems Corporation, Eden Prairie, USA), com dois pilares fixos, onde se aplicará uma carga cíclica com frequência de 2Hz, carga de 140N, durante 10^6 ciclos, em água destilada a 37°C. O ensaio compressivo até a fratura será realizado em uma máquina de ensaios universal com uma carga aplicada no centro do pântico a uma velocidade de 0,5mm/min.

2.4.3.3 Análise fractográfica

As superfícies das áreas de fratura serão analisadas com microscópio óptico e posteriormente com microscópio eletrônico de varredura (MEV), para observação detalhada da origem e propagação da fratura.

2.5 Orçamento

Qtd.	Item	Descrição	R\$
01	Material de escritório	Folhas, cópias e gastos com impressão	200,00
01	Silicona de adição	Express XT	395,76
02	Resina epóxica	Resina epóxica reforçada por fibra de vidro	500,00
30 blocos	Cerâmica de infraestrutura	VITA In-Ceram YZ	1902,00
30 blocos	Cerâmica de cobertura	VITABLOCS Mark II	432,00
01	Ácido fluorídrico 5%	Ácido fluorídrico 5%	10,00
01	Óxido de Alumínio 50µm	Óxido de Alumínio 50 µm Art Bio	27,00
02	Cimento resinoso	RelyX U200	385,00
01	Gesso especial	Gesso especial tipo IV	65,00
Total:			3916,76

2.6 Cronograma

Atividade	Mês																	
	Mar 2012	Abr 2012	Mai 2012	Jun 2012	Jul 2012	Ago 2012	Set 2012	Out 2012	Nov 2012	Dez 2012	Jan 2013	Fev 2013	Mar 2013	Abr 2013	Mai 2013	Jun 2013/ Jun	Out 2014	
Levantamen to Bibliográfico																		
Piloto																		
Confecção de espécimes																		
Resistência à flexão																		
Resistência à fratura, ciclagem mecânica																		
Fractografia																		
Tabulação e análise de dados																		
Finalização de artigos e defesa de tese																		

**Período de estágio doutoral no exterior.

3 Relatório do trabalho de campo

Neste capítulo estão descritas as alterações e complementações importantes realizadas durante a pesquisa.

A principal mudança se deu pela troca os materiais cerâmicos, pelo inviabilidade de adquirirmos os materiais citados no projeto, optou-se pela troca por materiais que utilizam uma técnica semelhante. Primeiramente, seria feita a aquisição de blocos cerâmicos utilizados na técnica Rapid Layer, que utiliza uma cerâmica feldspática como cobertura e zircônia como infraestrutura, onde as duas partes são cimentadas com cimento resinoso., Posteriormente decidiu-se pela troca por materiais utilizados na técnica CAD-on, que utiliza uma cerâmica de dissilicato de lítio como cobertura e zircônia como infraestrutura, por ser uma técnica que utiliza um vidro cerâmico para fusão e dissilicato de lítio como cerâmica de cobertura. Em ambas as técnicas, as coroas e próteses são confeccionadas totalmente pelo sistema CAD/CAM.

Com relação ao artigo 2, houve uma alteração na metodologia, na parte do envelhecimento mecânico. Durante a qualificação do projeto o estágio sanduíche ainda não havia sido definido, com a definição do local do estágio, surgiu a possibilidade de realização do teste de "step stress, que permite avaliar a probabilidade de fratura das próteses testadas e a confiabilidade dos materiais.

O artigo 3 não estava planejado no projeto, mas a ideia surgiu a partir de uma dúvida clínica e como não havia nada reportado na literatura com relação a cor utilizando essa nova técnica, optou-se pela execução de mais esse trabalho, seguindo com os materiais utilizados nos artigos 1 e 2.

4 Artigo 1

Flexural strength and reliability of monolithic and trilayer ceramic structures obtained by the CAD-on technique

Basso GR^a, Moraes RR^a, Borba M^b, Griggs JA^c, Della Bona A^b

^a School of Dentistry, Federal University of Pelotas, Rua Gonçalves Chaves 457, 96015-560 Pelotas, RS, Brazil

^b Post-graduate Program in Dentistry, Dental School, University of Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brazil

^c Department of Biomedical Materials Science, University of Mississippi Medical Center, Jackson, MS, USA

Corresponding author:

Gabriela Romanini Basso

Faculdade de Odontologia de Pelotas (FO-UFPeI)

Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Rua Gonçalves Chaves 457, 5 andar

CEP 96015-560, Pelotas, RS, Brasil

Phone/Fax: +55 53 32226690

E-mail: gabybasso@yahoo.com.br

Abstract

Objective: To evaluate the flexural strength, Weibull modulus, and fracture mode of ceramic structures obtained by the CAD-on technique, testing the null hypothesis that trilayer structures show similar properties to monolithic structures.

Methods: Bar-shaped monolithic (IPS e.max ZirCAD - Ivoclar Vivadent) and trilayer (IPS e.max ZirCAD – IPS e.max CAD Crystall./Connect - IPS e.max CAD Ivoclar Vivadent) specimens (1.8mm x 4mm x 16mm) were fabricated (n=30). Specimens were tested in flexure in 37°C distilled water using a universal testing machine at a crosshead speed of 0.5 mm/min. Failure loads were recorded, and the flexural strength values were calculated. Fractography principles were used to examine the fracture surfaces under optical and scanning electron microscopy (SEM). Data were statistically analyzed using Student's t-test and Weibull statistics ($\alpha=0.05$).

Results: Monolithic and trilayer specimens showed similar mean flexural strengths, characteristic strengths and Weibull moduli. Trilayer structures showed greater mean critical flaw and fracture toughness values than monolithic specimens ($p<0.001$).

Most critical flaws in the trilayer groups were located on the Y-TZP surface subjected to tension and propagated catastrophically. Trilayer structures showed no flaw deflection at the interface.

Conclusion: Considering the CAD-on technique, the trilayer structures showed greater fracture toughness than the monolithic zirconia specimens.

Keywords: dental ceramics, flexural strength, monolithic and trilayer structures, fractography.

Introduction

The development of (poly)crystalline dental ceramics, particularly yttrium-oxide tetragonal partially-stabilized zirconia (Y-TZP), and the introduction of CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided machining) technology have increased the use of metal free restorations in Dentistry. CAD/CAM systems rely primarily on three steps: scanning the tooth preparation, data processing and computer designing of the structure, and milling the pre-fabricated blocks. The use of pre-fabricated ceramic blocks and CAD/CAM technique can minimize internal defects and imperfections resulting from other fabrication methods, therefore improving the reliability and providing quality control [1-5].

Currently, most all-ceramic restorations are fabricated using a high crystalline content ceramic framework to provide strength and a veneering porcelain offering better esthetics [4, 5]. Studies have reported that all-ceramic restorations suffer from chipping, cracking, or delamination of the porcelain veneer during service [6, 7]. Chipping is the greatest cause of failure for zirconia-based all-ceramic restorations [6, 8-10]. Yet, all ceramic restorations fabricated by heat-pressing have showed less veneering chipping than restorations obtained by traditional layering [11].

The failure behavior of multilayered structures is influenced by the fracture toughness and elastic modulus mismatch between the ceramic layers, which result in a significant concentration of tensile stresses across the interface within the higher modulus material [12]. In addition, the residual stresses are related to the materials thermal history, such as the coefficient of thermal expansion (CTE) mismatch between veneer and framework materials, fast heating and cooling rates of the restoration, and differences in the materials thermal diffusivity [13-16].

Lithium disilicate glass ceramic was introduced to improve the mechanical behavior of feldspathic porcelains and it has been suggested as an alternative

veneering material for Y-TZP [2, 17]. Recently, a new technique named "CAD-on" was developed to produce all-ceramic crowns and bridges using a Y-TZP framework and a lithium disilicate ceramic veneer, which are both fabricated by the CAD-CAM technology. A fusion ceramic is used to bond the framework and the veneer structures. As a fairly new method, the literature is deficient on the multilayer structure obtained by the CAD-on technique.

Most all ceramic restorations are multilayer structures and should be evaluated as such. Thermal residual stresses generated during the firing process, may induce crack propagation resulting in porcelain chipping or delamination. Such phenomenon can only be observed in multilayer structures [18-20]. The material under tension and the interaction between the ceramic layers may affect the strength and the failure mode of multilayer structures [18, 21-23].

Therefore, the aim of this study was to evaluate the flexural strength, the reliability, and the fracture behavior of the ceramic structures obtained by the CAD-on technique, testing the null hypothesis that multilayer and monolithic structures show similar values for the evaluated properties.

Materials and Methods

Preparation of monolithic and trilayer ceramic specimens

The ceramic materials tested in this study are presented in Table 1. All specimens were fabricated according to manufacturer's instructions and prepared according to the ISO 6872:2008 standard [24]. Monolithic and trilayer bar-shaped specimens (n=30) were produced with following dimensions: 1.8 mm in thickness, 4 mm in width and 16 mm in length. Monolithic specimens were prepared using IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent). Trilayer specimens had a 0.7 mm-thick layer of zirconia (IPS e.max ZirCAD), about 0.1 mm of fusion ceramic (IPS e.max CAD Crystall./Connect), and 1 mm-thick layer of lithium disilicate-based ceramic (IPS e.max CAD). The IPS e.max ZirCAD and IPS e.max CAD blocks were sectioned using a diamond disc in a cutting machine (Isomet 1000; Buehler, Lake Bluff, IL, USA) at 250 rpm under water cooling. Zirconia was sintered at 1500°C for 7 h in a ceramic furnace (Fire HTC; Sirona Dental Services, Bensheim, Germany).

For the trilayer specimens, the zirconia layer and the lithium disilicate layer were bonded using the fusion ceramic material (IPS e.max CAD Crystall./Connect). The capsule containing the powder and liquid of the fusion ceramic was mixed in vibration (Ivomix, Ivoclar Vivadent) for 10 s. The capsule was opened and the material was applied to the lithium disilicate surface and, immediately, united with the zirconia layer. The trilayer structure was placed under a 750-g load and the excess fusion glass was removed with a microbrush before sintering. The fusion process and crystallization of the IPS e.max CAD ceramic were conducted simultaneously (Table 2). The specimen edges were chamfered (0.1 mm wide) using a holding device. All specimens were polished using 600, 800 and 1200-grit SiC metallographic papers (3M, St. Paul, MN, USA).

Flexural strength test and Weibull analysis

Specimens were centrally positioned on the supporting rollers (2 mm diameter) of a three-point flexure test with a 12 mm span. Fixture and specimens were immersed in distilled water at 37°C. For trilayer specimens, Y-TZP framework was placed in tension during the test. Three-point bending test was carried out on a universal testing machine (DL2000; EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brazil) at a crosshead speed of 0.5 mm/min until failure. Failure load was recorded, and flexural strength (σ_f) values were calculated using the following equations [18]:

$$\sigma_f = \frac{MY}{I} \quad (1)$$

where M is the moment of load, Y is the distance from the neutral axis to the outermost fiber, and I is the moment of inertia of the cross-section about the central axis. For monolithic specimens, $M=(PL)/4$, $Y=t/2$, and $I=(1/12)wt^3$. By substituting into Eq. (1), the following equation is developed [24]:

$$\sigma_f = \frac{3PL}{2wt^2} \quad (2)$$

where P is the fracture load (in N), L is the support span (12 mm), w is the specimen width (in mm), and t is the specimen thickness (in mm).

For trilayer specimens, Equation 1 still applies, using Y' and I^{TOT} as follows [18]:

$$Y' = \frac{\left[\left(\frac{t_t^2}{2} \right) + E_g/E_t \left[\left(\frac{t_g^2}{2} \right) + t_t t_g \right] + E_c/E_t \left[\left(\frac{t_c^2}{2} \right) + t_c t_g + t_c t_t \right] \right]}{t_t + (E_g/E_t)t_g + (E_c/E_t)t_c} \quad (3)$$

$$I^{TOT} = \left\{ \begin{aligned} & \left[\left(\frac{1}{12} \right) \left(\frac{E_c}{E_t} \right) wt_c^3 \right] + \left[\left(\frac{E_c}{E_t} \right) wt_c \left[t_t + t_g + \left(\frac{t_c}{2} \right) - Y' \right]^2 \right] \\ & + \left[\left(\frac{1}{12} \right) \left(\frac{E_g}{E_t} \right) wt_g^3 \right] + \left[\left(\frac{E_g}{E_t} \right) wt_g \left[t_t + \left(\frac{t_g}{2} \right) - Y' \right]^2 \right] \\ & + \left[\left(\frac{1}{12} \right) wt_t^3 \right] + \left[wt_t \left[\left(\frac{t_t}{2} \right) - Y' \right]^2 \right] \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

In equations 3 and 4, t_t , t_c , and t_g are the thicknesses (in mm) of the materials under tension, compression and glass, respectively; E_t , E_c , and E_g are the Young's moduli (in GPa) of the materials under tension, compression and glass, respectively.

Since all flexure tests were conducted at a constant crosshead speed of 0.5 mm/min, the following equations (5 to 12) were used to calculate the stress rate for the trilayer and monolithic specimens according to Timoshenko [25]:

$$\sigma_{\max} = \frac{M_{\max} \cdot y_{\text{cent}}}{I} \cdot 10^3 \frac{\text{MPa}}{\text{s}} \quad (5)$$

$M_{\max}$, y_{cent} and I are calculated as follows:

$$M_{\max} = \frac{P \cdot a \cdot b}{L} \quad (6)$$

$$P = \frac{3 \cdot E \cdot I \cdot L \cdot \delta}{a^2 \cdot b^2} \quad (7)$$

$$\delta = 0.5 \quad a = \frac{L}{2} \quad b = L - a \quad \delta = \frac{P \cdot a^2 \cdot b^2}{3 \cdot E \cdot I \cdot L} \quad (8)$$

$$y_{\text{cent}} = \frac{t_t \cdot w_t \cdot \frac{t_t}{2} + t_c \cdot w_c \cdot \left(t_t + \frac{t_c}{2}\right) + t_g \cdot w_g \cdot \left(t_t + t_c + \frac{t_g}{2}\right)}{t_t \cdot w_t + t_c \cdot w_c + t_g \cdot w_g} \quad (9)$$

$$I = \frac{w_1 \cdot t_t^3}{12} + w_1 \cdot t_t \cdot \left(\frac{t_t}{2} - y_{\text{cent}}\right)^2 + \left[\frac{w_2 \cdot t_c^3}{12} + w_2 \cdot t_c \cdot \left(t_t + \frac{t_c}{2} - y_{\text{cent}}\right)^2 \right] + \left[\frac{w_3 \cdot t_g^3}{12} + w_3 \cdot t_g \cdot \left(t_t + t_c + \frac{t_g}{2} - y_{\text{cent}}\right)^2 \right] \quad (10)$$

$$w_2 = w_3 \cdot \frac{E_c}{E_g} \quad (11) \quad w_1 = w_3 \cdot \frac{E_t}{E_g} \quad (12)$$

Fractographic analysis

Fractographic analysis was performed under optical and scanning electron microscopy (SEM – SUPRA 40, Carl Zeiss Microimaging, Tornwood, NY, USA).

Fractured surfaces were examined to identify fracture features and to determine the

critical flaw origin and size (c), which can be calculated using the crack depth (a) and half crack width (b) [26-28]:

$$c = (ab)^{1/2} \quad (13)$$

Fracture toughness (K_{IC}) was estimated following Griffin-Irwin equation [26, 29, 30]:

$$K_{IC} = Y\sigma_f \sqrt{c} \quad (14)$$

where Y is a geometric factor, which consider for the shape of the fracture-initiation crack and loading condition, and also depends on the ratio a/b . For semicircular cracks Y is approximately 1.24. Despite the specimen edge preparation [24], few specimens showed the critical flaw origin at the edge and, therefore, they were excluded from data analysis. Thus, the final sample size was 24 for both groups. Data were statistically analyzed using Student's t -tests. Weibull analysis was also performed using the Weibull++ software (Reliasoft, Tucson, AZ, USA). The Weibull modulus (m) and characteristic strength (σ_0) were calculated based on the maximum likelihood method, and the 95% upper and lower confidence bounds were calculated using the likelihood ratio.

Results

Values and statistical groupings of flexural strength (σ_f), characteristic strength (σ_0), Weibull modulus (m), critical flaw (c), and fracture toughness (K_{IC}) for the experimental groups are presented in Table 3. Weibull plots are shown in Figure 1. Flexural strength ($p=0.480$), characteristic strength (95% CI 784-985), and Weibull modulus (95% CI 3.3-8.7) were statistically similar between monolithic and trilayer configurations. The Weibull parameters, σ_0 and m , are statistically similar because

the confidence bounds between the groups overlap. Mean critical flaw size and fracture toughness values were significantly greater for trilayer compared to monolithic structures ($p < 0.001$).

Representative SEM images of fractured surfaces for each specimen configuration are presented in Figure 2. Only one trilayer specimen showed the critical flaw located at the interface between the fusion ceramic glass and the lithium disilicate. For the other specimens, critical flaws initiated from the Y-TZP surface subjected to tension and propagated throughout the material leading to catastrophic failure. Trilayer specimens behaved as a homogeneous structure, showing no flaw deflection at the interface.

Discussion

No differences between monolithic and trilayer structures for flexural strength were observed, partially confirming the study hypothesis. This finding is probably related to the fact that the material under tension influences the flexural strength of multilayer specimens, as previously studies [5, 18, 31, 32]. Therefore, considering that Y-TZP was tested under tension in both configurations and that, for a flexural strength test, the maximum tensile stress is located in the surface subjected to tension [5, 18, 33], a similar mechanical behavior was observed for monolithic and trilayers structures. When fixed partial dentures (FPDs) are produced following the CAD-on technique, Y-TZP is under tension in the connector area because both ceramic layers are milled from different blocks by the CAD-CAM system and, subsequently, fused together.. Nevertheless, the lack of veneering material in areas subjected to high tensile stresses could improve the mechanical properties of zirconia-based restorations [31]. On the other hand, zirconia may undergo low-

temperature degradation in the presence of moisture [34]. This is a leaching phenomenon in which polycrystalline tetragonal material slowly transforms to monoclinic zirconia in room temperature, depending on the stabilizer and grain size of the ceramic [35-37]. This phenomenon might occur when the Y-TZP is not veneered and it is exposed to oral environment.

The flexural strength values observed in the present study are in agreement with the values reported by the manufacturer and previous studies [5, 38], which justifies the use of Y-TZP ceramic to produce restorations that are subjected to high stress concentration, such as posterior crowns and multi-unit FPDs. In addition, the industrial processes used to fabricate Y-TZP pre-sintered blocks are strictly controlled, resulting in a material with microstructural homogeneity, high density, and low porosity [4, 39].

The strength of brittle materials is controlled by the presence of pre-existing flaws [18, 30, 40]. In brittle materials, the area under tension at the crack tip can be described by the stress intensity factor (K), mainly in mode type I (K_I). Fracture occurs when the stress intensity factor attains critical condition, which is the critical stress intensity factor or fracture toughness (K_{IC}) [5, 41, 42]. Ceramics are also susceptible to a stress-corrosion process, leading to the slow growth of the pre-existing flaws under subcritical conditions [43]. Therefore, the stress rate used during the test influences the flexural strength values. In a flexural strength test, when the same loading rate is used for materials with different Young's moduli, the material with lower modulus allows for the crack to propagate in slow velocity, interfering with the results. In the present study, a loading rate of 0.5 mm/min was used disregarding the influence of the Young's modulus and specimen configuration on stress distribution. Therefore, an additional calculation was performed to obtain the stress

rate for each specimen (equations 5 to 12). Linear regression of $\ln(\text{strength})$ versus $\ln(\text{stress rate})$ was used to determine the effect of unintended variation in stress rate on the degree of subcritical crack growth. The slope of this regression was used to estimate the strength value that would have been observed in case the specimen would have been tested using the mean stress rate. For the calculation, the Young modulus of Y-TZP, glass, and lithium disilicate used were 210 GPa, 70 GPa, and 95 GPa, respectively.

The differences in stress rate among specimens during testing could explain the differences in the critical flaw dimension. When a slow stress rate is used, flaws are allowed more time to grow and the material strength decreases in comparison to fast stress rates [5]. For the trilayer group, the three materials have different moduli, therefore the trilayer structure might allow the crack to propagate in slow velocity as compared to monolithic structures, resulting in a critical flaw of larger dimension. Yet, the differences in fracture toughness could be attributed to the different stress rates.

Multilayer structures obtained by the CAD-on method showed similar fracture characteristics and flaw origin to monolithic structures. The critical flaw was located at the Y-TZP surface subjected to tension during testing, and propagated throughout the material leading to catastrophic failure. Multilayer specimens behaved as a homogeneous structure, showing no delamination or crack deflection at the interface. Delamination occurs when the stress necessary to produce fracture exceeds the interface fracture energy [12].

Some previous studies on multilayer Y-TZP structures reported on lateral cracks at the porcelain layer subjected to compression, leading to chipping of the porcelain veneer [5], delamination [44], or crack deflection along the porcelain interface [45]. Both, fracture origin and fracture mode of multilayered structures,

depend on the material subjected to tension during testing [45]. The mismatch between elastic modulus and fracture toughness between Y-TZP and porcelain could explain delamination and crack deflection. Yet, the CAD-on method used in the present study uses a tougher veneer material (a lithium disilicate-based ceramic) than traditional porcelains[11].

No difference was found among groups for both Weibull parameters, characteristic strength and Weibull modulus. Structural reliability is associated with flaw size and spatial density and distribution. As the fracture characteristics and critical flaw origin were similar among groups, a similar reliability was also expected. Therefore, it can be stated that the CAD-on technique was able to produce a homogeneous multilayered structure without adding different flaw population or changing in failure modes. Only one specimen had the flaw origin at the interface between fusion glass and lithium disilicate-based ceramic, which suggests that the glass successfully bonded the two ceramic layers. A high-quality bond between the Y-TZP framework and the veneer ceramic is critical for the success of multilayered restorations. A previous study reported on crowns produced by similar technique and found that restorations using the fusion glass to unite the ceramic layers supported greater fracture load compared to the restorations using a composite resin to cement the ceramic layers[46].

Conclusion

The present study showed no significant difference between monolithic and trilayer structures for flexural strength, characteristic strength and Weibull modulus. Mean critical flaw size and fracture toughness values were significantly greater for

trilayer than monolithic structures. Trilayer specimens behaved as a homogeneous structure, showing no flaw deflection at the interface.

Acknowledgments

The authors thank CAPES and CNPq do Brasil (grants 304995/2013-4 and 447619/2014-4) for the financial support of the present research.

References

- [1] Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater* 2009;28:44-56.
- [2] Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent*. 2012;40:154-62.
- [3] van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012;28:3-12.
- [4] Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007;51:713-27, viii.
- [5] Borba M, de Araujo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater* 2011;27:1259-66.
- [6] Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *The Int J Prosthodont* 2007;20:383-8.
- [7] Pelaez J, Cogolludo PG, Serrano B, Serrano JF, Suarez MJ. A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont* 2012;25:451-8.
- [8] Raigrodski AJ, Yu A, Chiche GJ, Hochstedler JL, Mancl LA, Mohamed SE. Clinical efficacy of veneered zirconium dioxide-based posterior partial fixed dental prostheses: five-year results. *J Prosthet Dent* 2012;108:214-22.
- [9] Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior FDPs: a 5-year clinical prospective study. *J Prosthodont* 2012;21:265-9.

- [10] Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23:493-502.
- [11] Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2009;25:121-8.
- [12] Thompson GA. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent Mater*. 2000;16:235-43.
- [13] Benetti P, Pelogia F, Valandro LF, Bottino MA, Della Bona A. The effect of porcelain thickness and surface liner application on the fracture behavior of a ceramic system. *Dent Mater*. 2011;27:948-53.
- [14] Benetti P, Kelly JR, Della Bona A. Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. *Dent Mater*. 2013;29:1166-72.
- [15] Benetti P, Kelly JR, Sanchez M, Della Bona A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dent Mater*. 2014;30:554-63.
- [16] Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2012;107:170-7.
- [17] Baltzer A. All-ceramic single-tooth restorations: choosing the material to match the preparation--preparing the tooth to match the material. *Int J Comput Dent* 2008;11:241-56.
- [18] Della Bona A, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater*. 2003;19:662-9.
- [19] Guess PC, Stappert CF. Midterm results of a 5-year prospective clinical investigation of extended ceramic veneers. *Dent Mater*. 2008;24:804-13.

- [20] Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013;29:1201-8.
- [21] Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*. 2004;25:2153-60.
- [22] Fleming GJ, El-Lakwah SF, Harris JJ, Marquis PM. The influence of interfacial surface roughness on bilayered ceramic specimen performance. *Dent Mater* 2004;20:142-9.
- [23] Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater*. 2007;23:177-85.
- [24] ISO 6872. Dental ceramic. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 2008.
- [25] Timoshenko S. *Strength of materials, Part I - Elementary theory and problems*. Malabar, FL: Krieger; 1958.
- [26] Della Bona A, Mecholsky JJ Jr., Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater* 2004; 20:956-62.
- [27] Joshi GV, Duan Y, Della Bona A, Hill TJ, St John K, Griggs JA. Contributions of stress corrosion and cyclic fatigue to subcritical crack growth in a dental glass-ceramic. *Dent Mater* 2014;30:884-90.
- [28] Mecholsky JJ Jr., Freiman SW, Rice RW. Effect of grinding on flaw geometry and fracture of glass. *J Am Ceram Soc* 1977;60:114-17.
- [29] Mecholsky JJ Jr. Fracture mechanics principles. *Dent Mater* 1995;11:111-2.
- [30] Griffith AA. The phenomena of rupture and flow in solids. *J R Soc*. 1921;221:163-98.

- [31] White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent*. 2005;94:125-31.
- [32] Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20:449-56.
- [33] 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;24:9-17.
- [34] Eichler J, Rodel J, Eisele U, Hoffman M. Effect of grain size on mechanical properties of submicrometer 3Y-TZP: fracture strength and hydrothermal degradation. *J Am Ceram Soc* 2007;90:2830-6.
- [35] Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27:535-43.
- [36] Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*. 2006;34:317-25.
- [37] Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramic. *J Am Ceram Soc* 1999;82:2150-4.
- [38] Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*. 2005;33:9-18.
- [39] McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999;11:985-94.

- [40] Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, de Mestral F, Griggs JA, Wiskott HW. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with μm silica-coated alumina particles. *Dent Mater*. 2011;27:e28-42.
- [41] Scherrer SS, Denry IL, Wiskott HW. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. *Dent Mater*. 1998;14:246-55.
- [42] Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014;30:564-9.
- [43] Michalske TA, Freiman SW. A molecular mechanism for stress corrosion in vitreous silica. *J Am Ceram Soc* 1983;66:284-8.
- [44] Liu Y, Feng H, Bao Y, Qiu Y, Xing N, Shen Z. Fracture and interfacial delamination origins of bilayer ceramic composites for dental restorations. *J Eur Ceram Soc*. 2010;30:1297-305.
- [45] Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20:441-8.
- [46] Schmitter M, Mueller D, Rues S. In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *J Oral Rehabil* 2013;40:519-25.

Table 1. Description of the materials used in the present study.

Material*	Description	Clinical Indication
IPS e.max ZirCAD	yttria partially stabilized	Framework
	tetragonal zirconia	
	polycrystal (Y-TZP)	
IPS e.max Crystall./Connect	fusion ceramic	Bonding ceramic
IPS e.max CAD	Lithium disilicate glass-	Veneer
	ceramic	

*manufactured by Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Table 2. Firing parameters* used for framework-veneer fusion and veneer crystallization

Working temperature	403°C
Closing time	2 min
Heating rate t_1	30°C/min
Temperature T_1	820°C
Heating rate t_2	30°C/min
Temperature T_2	840°C
Exposure time H_1	2 min
Exposure time H_2	7 min
Vacuum $V1_1/V1_2$	550/820°C
Vacuum $V2_1/V2_2$	820/840°C
Cooling	600°C

*The sintering protocol was carried out according to the manufacturer's recommendations.

Table 3. Mean flexural strength (σ_f , in MPa) and standard deviations (SD) values, characteristic strength (σ_0 , in MPa)) values and the 95% confidence intervals (95% CI), Weibull modulus (m) and the) and 95% confidence intervals (95% CI) for an $n=24$; critical flaw size (c , in μm) and SD values, and fracture toughness (K_{IC} , in $(\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2})$) and SD values for an $n=18$. Statistical groupings follow the values.

	σ_f (SD)	σ_0 (95% CI)	m (95% CI)	c (SD)	K_{IC} (SD)
Monolithic	845 (141) ^a	903 (825-985) ^a	6.3 (4.2-8.7) ^a	31 (9) ^b	5.9 (1.1) ^b
Trilayer	817 (172) ^a	879 (784-980) ^a	5.0 (3.3-6.9) ^a	60 (23) ^a	7.7 (1.6) ^a

Mean values followed by similar letter in the same column are not statistical different ($\alpha=0.05$).

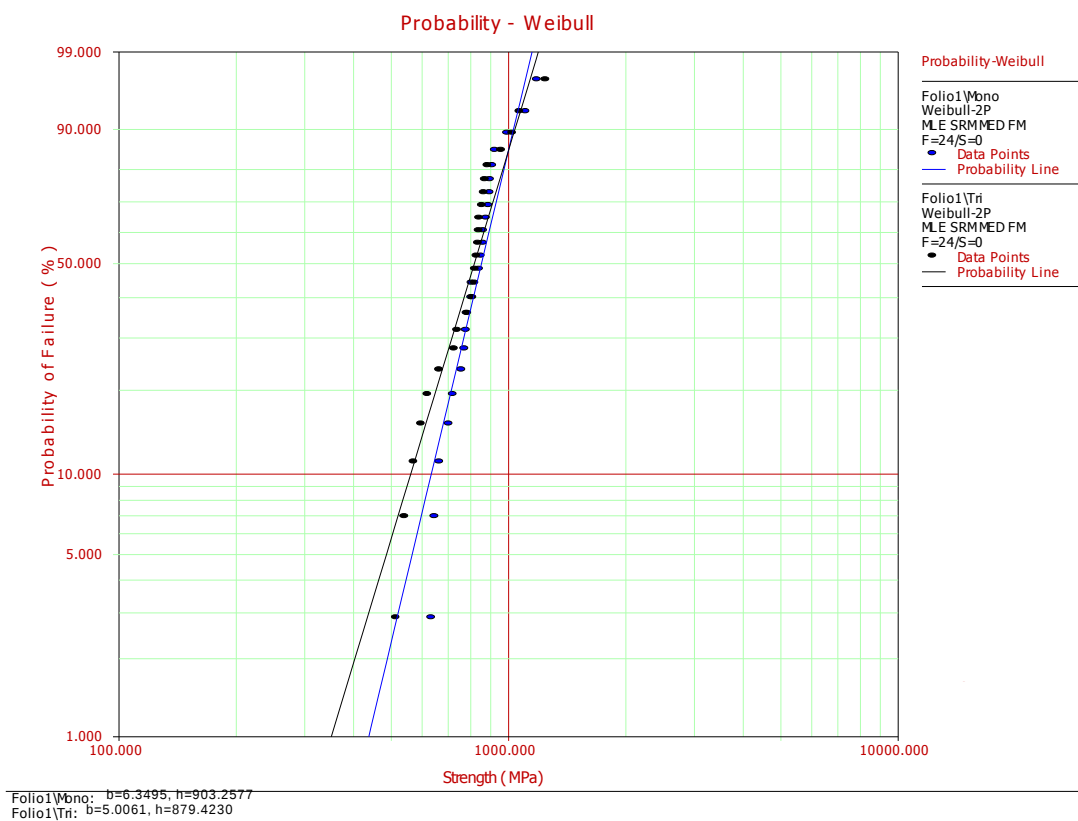


Fig 1. Weibull plots showing the probability of failure (%) vs. strength (MPa).

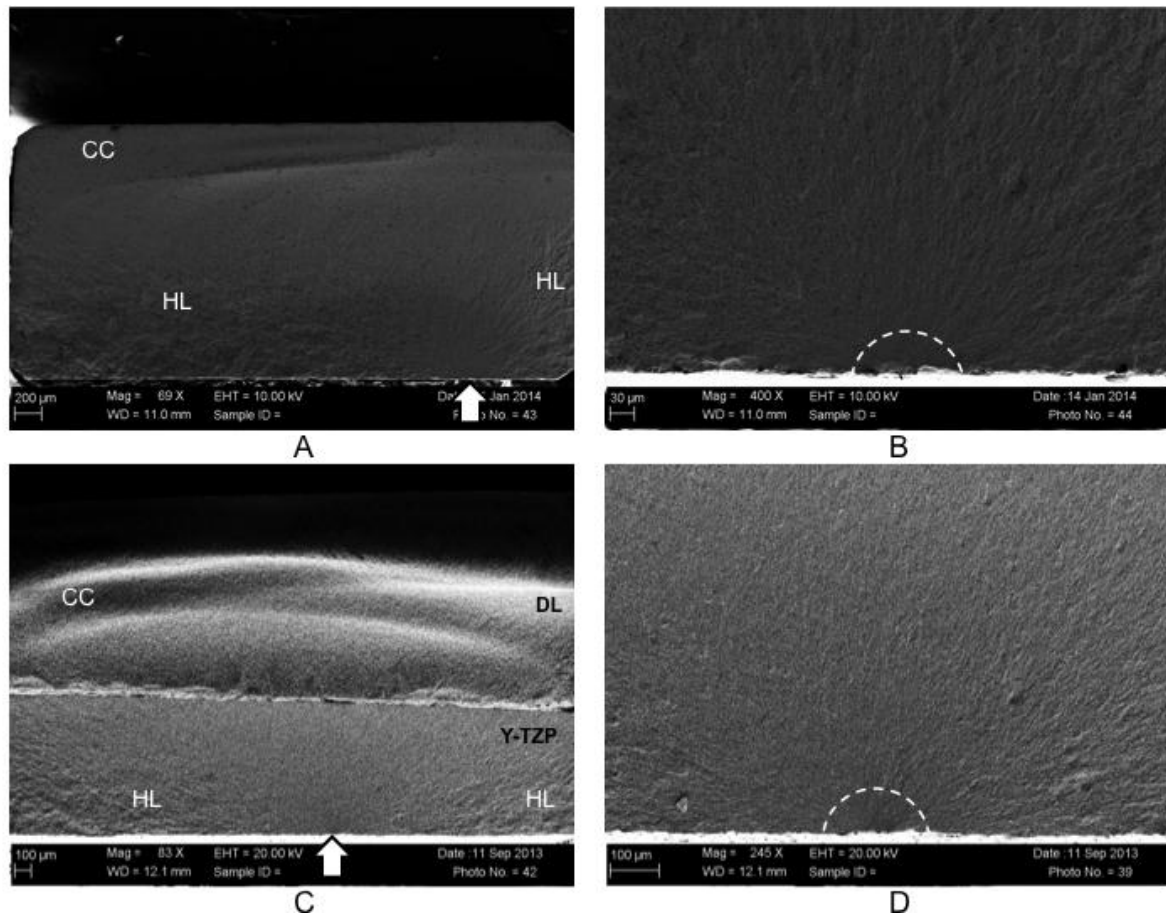


Fig 2. SEM images of representative fracture surfaces. (A) surface flaw in the fracture surface of a monolithic structure, the crack origin is indicated by the white arrow. (B) higher magnification of image (A) showing the fracture origin (limited by dotted line) located in the tensile surface of the specimen. (C) surface flaw in the fracture surface of a trilayer structure, the crack origin is indicated by the white arrow. (D) higher magnification of image (C) showing the fracture origin (limited by the dotted line) in the zirconia surface

5 Artigo 2

Mechanical reliability of ceramic fixed partial dentures prepared using the CAD-on technology¹

Basso GR^a, Moraes RR^a, Borba M^b, Duan Y^c, Griggs JA^c, Della Bona A^b

^a School of Dentistry, Federal University of Pelotas, Rua Gonçalves Chaves 457, 96015-560 Pelotas, RS, Brazil

^b Post-graduate Program in Dentistry, Dental School, University of Passo Fundo, Passo Fundo, RS, Brazil

^c Department of Biomedical Materials Science, University of Mississippi Medical Center, Jackson, MS, USA

Corresponding author:

Gabriela Romanini Basso

Faculdade de Odontologia de Pelotas (FO-UFPel)

Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Rua Gonçalves Chaves 457, 5 andar

CEP 96015-560, Pelotas, RS, Brasil

Phone/Fax: +55 53 32226690

E-mail: gabybasso@yahoo.com.br

¹Artigo formatado segundo as normas do periódico *Dental Materials*.

Abstract

Objectives: To estimate the reliability and failure behavior of fixed partial dentures (FPDs) fabricated using the CAD-on technique.

Methods: FPDs (IPS e.max ZirCAD - Crystall/Connect - IPS e.max CAD, Ivoclar) were prepared with the CAD/CAM system (N=25). The restoration type ("three-unit bridge") and design method ("Multilayer") based on Biogenics were used. The framework and porcelain structures were united using a glass material (Crystall/Connect). Structures were tested by mechanical fatigue in a servohydraulic load frame machine, at a cyclic loading with 2 Hz of frequency and 0.1 of load ratio. Based on previous data from specimens tested in fast fracture three different stress profiles were used. The lifetime data were analyzed using an inverse power law-Weibull cumulative damage model (ALTA PRO, Reliasoft). All failed specimens were analyzed under a field emission scanning electron microscope.

Results: Porcelain chipping was the predominant (60%) mode of failure for FPDs tested in fast fracture and connector failure was predominant (67%) under fatigue. For fast fracture data, the FPDs the Weibull modulus (β) was 7.8 (95% CI), combining the two failure modes. When, chipping and connector fracture data were analyzed separately the β values were 7.9 and 2.9, respectively. For the step stress fatigue test, the β values of the FPDs were lower than estimated using fast fracture, being 1.6 (90% CI) for connector fracture and 1.3 (90% CI) for porcelain chipping.

Significance: The test method cyclic fatigue, significantly influenced the reliability of FPDs fabricated using the CAD-on technique, showing low reliability after cyclic fatigue, but it did not influenced their failure behavior.

Keywords: dental ceramics; fatigue; fixed partial dentures; lithium disilicate; zirconia; step stress.

5.1 Introduction

Recent improvements in dental ceramics have resulted in extensive use of all-ceramic fixed partial dentures (FPDs). For the anterior teeth, all-ceramic FPDs show clinical performance similar to metal-ceramic restorations [1-4]. For the posterior teeth, all-ceramic FPDs have also been used, particularly after the introduction of yttrium-oxide tetragonal partially-stabilized zirconia (Y-TZP) and the improvement in manufacturing technique provided by CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided machining) technology [5-9]. Yet, the clinical success of posterior all-ceramic FPDs has been compromised by high rates of porcelain fracture [2].

Y-TZP shows high fracture toughness when compared to other ceramics but its optical properties do not suit the esthetic needs of most patients. Therefore, most restorations are veneered with an esthetic ceramic (e.g. glass-ceramic, feldspathic porcelain). Veneering can be performed by different methods. Conventional layering technique involves the manual application of a powder-liquid ceramic, slip casting and hot-pressing technique [10, 11].

However, the multilayered configuration of all-ceramic Y-TZP FPDs has been associated to clinical failures such as chipping, cracking and delamination of the porcelain veneer [2]. These failures might be influenced by differences in elastic modulus between the ceramic layers, tooth preparation and infrastructure design, and veneering thickness [3, 5, 12-16]. Failures were also attributed to thermally induced residual stresses produced by coefficient of thermal expansion [17] mismatches, cooling rates and differences in the materials thermal diffusivity [15, 18-20].

In order to reduce chipping, it has been suggested that a more resistant veneering material, such as the lithium disilicate ceramic, may be used as an

alternative to the conventional feldspathic porcelain [21]. In addition, in 2011, a new technique known as "CAD-on" was introduced to produce multilayered all-ceramic restorations using only the CAD/CAM system. Through this technique, both Y-TZP infrastructure and lithium disilicate veneer are processed by CAD/CAM and subsequently bonded using a fusion ceramic. Being a relatively new technique, there is a lack of information regarding the mechanical reliability of these restorations [8, 9, 22-24].

The mechanical behavior of a dental restorative material is usually evaluated under controlled laboratory conditions. To produce clinically relevant data, these in vitro studies should consider the influence of the geometry and configuration of multilayered restorations on the stress distribution and the effect of cyclic fatigue on the fracture strength and failure modes. Ceramic materials are especially susceptible to a phenomenon called subcritical crack growth (SCG), which is the stable growth of pre-existing flaws under sub-critical conditions. SCG is influenced by the humidity, pH and temperature fluctuations and stresses induced by cyclic loading, which are present in the oral environment [25-27].

Therefore, the objective of this study was to estimate the reliability and failure behavior of FPDs fabricated using the CAD-on technique, testing the hypothesis that cyclic fatigue influences the reliability and failure behavior of the FPDs when compared to fast fracture testing.

5.2 Materials and Methods

5.2.1 FPDs

The ceramic materials used to produce the FPDs are described in Table 1. Twenty-five FPDs were produced by the CAD/CAM system (CEREC, Sirona, NY,

EUA), using the CAD-on technology (Ivoclar Vivadent). Simulated abutment structures were prepared with fiberglass reinforced epoxy polymer (G10, Piedmont Plastics, NC, USA). These abutments were scanned using the laboratory scanner (inEos, Sirona, NY, USA) to fabricate the FPD frameworks. The restoration type (“three-unit bridge”) and design method (“Multilayer”) were input in the CAD/CAM system and calculated based on Biogenics software. Y-TZP blocks (IPS e.max ZirCAD) were milled and the infrastructures were sintered at 1500°C for 7 h in a ceramic furnace (Fire HTC; Sirona Dental Services, Bensheim, Germany). The Y-TZP infrastructure were scanned, the veneer layer was designed and milled using lithium disilicate ceramic blocks (IPS e.max CAD). The dimensions of the FPDs were as follows: framework thickness of 0.7 mm, veneer thickness of 1.0 mm, and 9 mm² of connector area.

The infrastructure and veneer were cleaned in a sonic water bath and fused together using a glass-ceramic material (IPS e.max CAD Crystall./Connect). The pre-dosed capsule containing the powder and liquid of the fusion glass-ceramic was mixed in vibration (Ivomix, Ivoclar Vivadent) for 10 s. The capsule was opened, and the material was applied to the intaglio surface of the lithium disilicate veneer structure, briefly pressing its occlusal surface against the vibrating plate to evenly dispense the fusion glass-ceramic. The Y-TZP infrastructure was adapted onto the veneer structure, and the two structures were lightly pressed against each other. Excess fusion glass was removed with a microbrush before sintering. The fusion process and crystallization of the veneer ceramic were conducted simultaneously (Multimat Touch & Press, DENTSPLY Int. York, PA, USA) following the manufacturer's instructions (Table 2).

Cementation into the abutments was performed using a dual cure resin

cement (Multilink Automix, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Preparations were cleaned with isopropyl alcohol, the bonding area was etched with 10% hydrofluoric acid for 1 min, washed in water, dried using oil free air, silanated (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), and the adhesive system (Multilink, primer A and B, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) was applied according to the manufacturer's instructions. The FPDs were cleaned with isopropyl alcohol, the intaglio surface was airborne particle abraded with 50- μ m alumina particles at 25 psi pressure for 20 s from a distance of 10 mm. The FPDs were sonically cleaned in a deionized water bath for 5 min, dried with oil-free air and silanated (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). The cement was dispensed from the auto mix syringe, applied onto the intaglio surface of the FPDs that was sit on the preparations. The excess of cement was removed with a microbrush, the FPDs were light cured for 40 s and the specimens were stored in distilled water.

5.2.2 Fast fracture and cyclic fatigue tests

Ten FPDs were tested in rapid monotonic loading, or 'fast fracture', and 15 were used for the step-stress cyclic fatigue test. The fast fracture test was performed under compressive load applied by a 6-mm diameter tungsten carbide spherical piston in the center of the pontic, using a servo hydraulic load frame machine (MTS, Flextest 60, Eden Prairie, MN), in a 37°C deionized water bath at 26 MPa/s constant load rate until complete fracture.

Mechanical fatigue was performed using the same configuration of the fast fracture test. A servo hydraulic load frame machine was used and FPDs were immersed in a 37°C deionized water bath during testing. Load was applied at 2 Hz

frequency and with 0.1 load ratio. The step-stress method was used to perform the fatigue test. Based on data from specimens previously tested in fast fracture and their individual lifetimes, three different stress profiles were used: mild ($n=2$), moderate ($n=6$) and aggressive ($n=7$), and the number of cycles to failure was recorded. Fatigue testing always started with 200 N peak waveform load, always in contact; then the peak load was increased by 1 N per 1000 cycles for the mild stress profile, 1N per 600 cycles for the moderate stress profile, and 1 N per 313 for the aggressive stress profile. Failure was detected acoustically (Song Meter SM2+, Wildlife Acoustics, Concord, USA). The data were recorded and analyzed (Audacity Sound Editor, Free Software Foundation, Boston, USA). All files were searched to detect the first evident acoustic emission that should correspond to the first supercritical crack.

The lifetime data were analyzed using an inverse power law-Weibull cumulative damage model (ALTA PRO, Reliasoft, Tucson, AZ, USA). A cumulative damage model with an inverse power law (IPL) lifetime-stress relation and a Weibull lifetime distribution were used to fit the fatigue data (ALTA Pro 7, Reliasoft, Tucson, AZ, USA).

5.2.3 Fractographic analysis

After testing, all specimens were sonically cleaned in an anionic detergent bath for 5 min, isopropyl alcohol for 5 min and dried. Fractographic analysis of the fracture surfaces was initially performed using a stereomicroscope. Then the fracture surfaces were gold coated for scanning electron microscopy (SEM – SUPRA 40, Carl Zeiss Microimaging, Thornwood, NY, USA). All fracture surfaces were examined to identify fracture features and to determine the critical flaw and failure modes.

Fischer exact test was used to investigate the association between failure mode and test method (fast fracture or fatigue).

5.3 Results

FPDs tested in fast fracture and step stress showed two failure modes: fracture of the connector and veneer chipping. Chipping was the predominant failure mode (60%) when the FPDs were tested in fast fracture and the connector failure was predominant (67%) when the FPDs were subjected to fatigue. Yet, statistical analysis showed no significant association between failure mode and test method (fast fracture or fatigue) ($P = 1.00$).

As two failure modes were identified, the reliability was estimated using mixed Weibull model for multiple flaw types. For fast fracture data, the FPDs Weibull modulus (β) was 7.8 (95% CI), when the two failure modes were combined. When chipping and connector fracture data were analyzed separately, the values were 7.9 (3.2 - 19.6) and 2.9 (1.4 - 6.0), respectively (Fig. 1).

For the step stress fatigue test, the β value for the FPDs was lower than estimated using fast fracture test, being 1.6 (90% CI) for connector fracture (Fig. 2) and 1.3 (90% CI) for veneer chipping (Fig. 3).

Overall, chipping started from the load contact area and crack propagated throughout the veneer ceramic. For some FPDs tested in fast fracture, chipping also involved the fusion glass-ceramic (Fig. 4A).

When the connector failed, the critical flaw was located in connector lower surface in the Y-TZP infrastructure. For most cases, only one connector was involved in catastrophic failures (Fig. 4B).

5.4 Discussion

The present study used fast fracture and cyclic fatigue tests to evaluate the reliability and failure behavior of FPDs obtained by the CAD-on technique. The study hypothesis was partially accepted as fatigue testing resulted in different reliability when compared to fast fracture testing. On the other hand, the failure behavior of the FPDs was similar for both tests methods.

The reliability of the FPDs tested in fast fracture was higher than the reliability estimated when FPDs were subjected to cyclic fatigue. This result was expected as cyclic loading associated with wet environment is highly aggressive to dental ceramics and provides a closer simulation to the oral condition. Therefore, a more reliable prediction of the materials lifetime is obtained considering the influence of cyclic fatigue damage accumulation. The step stress method used in the present study has the advantage of applying high cyclic loads in a short time span, accelerating the failure of the specimens in a reasonable time period causing damage and slow crack growths under wet conditions [28, 29]. However, caution should be taken not to induce failure modes that were not seen clinically.

In addition, to establish a test method that was clinically relevant, failure was detected using an acoustic device. The first evident acoustic emission was monitored and registered, which should correspond to the first supercritical crack. Therefore, the initial crack was detected before catastrophic failure of the FPD. The number of cycles to failure was calculated based on this first crack and specimens were examined under a microscope to confirm the failure event. This method was based in previous studies [30-32].

FPDs tested in fast fracture and cyclic fatigue showed fracture of the connector and/or veneer chipping. Clinical studies reported chipping of veneering

ceramic as the most prevalent technical complication in all-ceramic FPDs [14, 15, 33, 34]. In the present study, veneer chipping was a result of contact damage. Chipping usually involved only the veneer ceramic, but in some few cases it also included the fusion glass-ceramic. (Fig. 4A).

When the connector failed, the critical flaw was located in the gingival area, near the margin of the Y-TZP infrastructure propagating throughout the connector to the occlusal surface, without deflection. Some connector failures also showed veneer chipping, probably due to the compression curl effect. Previous clinical studies showed that connector failure is a characteristic failure mode of Y-TZP FPDs and the critical flaw is usually located in the gingival area, where tensile stresses are higher due to occlusal loading [1, 35, 36]. Yet, these studies showed two critical flaws, one in the veneering material and another in the Y-TZP infrastructure. Connector failures are usually associated with insufficient connector area, specially inadequate connector height [37]. The FPDs tested in the present study were produced following the manufacturer instructions, and the connector's cross-section area (9 mm^2) was within the range recommended for a three-unit Y-TZP-based FPD [2, 38].

Fatigue data was analyzed separately as the number of cycles to failure and load amplitude was higher for connector fracture failure mode when compared to veneer chipping. It was predicted that FPDs show connector fracture when subjected to a load amplitude of, approximately, 900 N after 400.000 cycles, whereas chipping occurs with, approximately, 700 N load amplitude and 300.000 cycles. During mastication and swallowing the force recorded is approximately 5 to 364 N [29, 39] and the load on the FPDs during chewing varies between 125 N and 290 N [40]. The CAD-on technique was introduced to produce fully computerized all-ceramic crowns and FPDs. Therefore, it has the advantage of producing restorations from ceramic

blocks, without porosities, and using fast and controlled CAD/CAM processing [8, 9]. A study showed that crowns fabricated by the CAD-on technique have higher fracture resistance compared to the crowns fabricated with the traditional layering technique [8]. In addition, the use of lithium disilicate veneer is highly indicated as this material has a greater flexural strength compared to the conventional veneering porcelain [33]. Based on the present study and previously reported findings, it can be suggested that CAD-on is a promising technique, which can improve the reliability of crowns and FPDs, with low probability of failure.

5.5 Conclusion

Cyclic fatigue significantly influenced the reliability of FPDs fabricated by the CAD-on technique. Yet, the failure behavior of the FPDs was similar for both tests methods, fast fracture and cyclic fatigue.

Acknowledgments

The authors the Brazilian agency National Coordination of Postgraduate Education (CAPES) for the financial support of the present research.

References

- [1] Att W, Grigoriadou M, Strub JR. ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007;34:282-90.
- [2] Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *The International Journal of Prosthodontics*. 2007;20:383-8.

- [3] Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association*. 2008;139 Suppl:8S-13S.
- [4] Chaar MS, Witkowski S, Strub JR, Att W. Effect of veneering technique on the fracture resistance of zirconia fixed dental prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2013;40:51-9.
- [5] 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. *Dental Materials*. 2011;27:948-53.
- [6] Borba M, de Araujo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dental Materials*. 2011;27:1259-66.
- [7] Schmitter M, Mueller D, Rues S. In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2013;40:519-25.
- [8] Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of Dentistry*. 2012;40:154-62.
- [9] Kanat B, Comlekoglu EM, Dundar-Comlekoglu M, Hakan Sen B, Ozcan M, Ali Gungor M. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. *Journal of Prosthodontics*. 2014;23:445-55.
- [10] Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*. 2007;51:713-27, viii.

- [11] Della Bona A. Bonding to ceramic: scientific evidences for clinical dentistry. São Paulo: Artes Médicas; 2009.
- [12] Thompson GA. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. Dental Materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2000;16:235-43.
- [13] Ozkurt Z, Kazazoglu E. Clinical success of zirconia in dental applications. Journal of Prosthodontics. 2010;19:64-8.
- [14] Raigrodski AJ, Yu A, Chiche GJ, Hochstedler JL, Mancl LA, Mohamed SE. Clinical efficacy of veneered zirconium dioxide-based posterior partial fixed dental prostheses: five-year results. The Journal of prosthetic dentistry. 2012;108:214-22.
- [15] Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2012;107:170-7.
- [16] Corazza PH, Feitosa SA, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. Dental Materials. 2013;29:339-47.
- [17] Robert J, Pean Y, Varon E, Bru JP, Bedos JP, Bertrand X, et al. Point prevalence survey of antibiotic use in French hospitals in 2009. The Journal of Antimicrobial Chemotherapy. 2012;67:1020-6.
- [18] Benetti P, Kelly JR, Della Bona A. Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. Dental Materials. 2013;29:1166-72.
- [19] Benetti P, Kelly JR, Sanchez M, Della Bona A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. Dental Materials. 2014;30:554-63.

- [20] Benetti P, Della Bona A, Kelly JR. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dental materials*. 2010;26:743-50.
- [21] Baltzer A. All-ceramic single-tooth restorations: choosing the material to match the preparation--preparing the tooth to match the material. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2008;11:241-56.
- [22] Schmitter M, Schweiger M, Mueller D, Rues S. Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks. *Dental Materials*. 2014;30:122-30.
- [24] Kanat B, Comlekoglu ME, Comlekoglu MD, Culha O, Ozcan M, Gungor MA. Microshear bond strength and finite element analysis of resin composite adhesion to press-on-metal ceramic for repair actions after various conditioning methods. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2014;16:63-70.
- [25] Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Step-stress analysis for predicting dental ceramic reliability. *Dental Materials*.. 2013;29:913-8.
- [26] Joshi GV, Duan Y, Della Bona A, Hill TJ, St John K, Griggs JA. Contributions of stress corrosion and cyclic fatigue to subcritical crack growth in a dental glass-ceramic. *Dental Materials*. 2014;30:884-90.
- [27] Lohbauer U, Kramer N, Petschelt A, Frankenberger R. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. *Dental Materials*. 2008;24:39-44.
- [28] Zhang Y, Pajares A, Lawn BR. Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. *Journal of Biomedical Materials Research Part B, Applied biomaterials*. 2004;71:166-71.

- [29] Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;81:652-61.
- [30] Ereifej N, Silikas N, Watts DC. Initial versus final fracture of metal-free crowns, analyzed via acoustic emission. *Dental Materials*. 2008;24:1289-95.
- [31] Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;104:228-38.
- [32] Yi YJ, Kelly JR. Failure responses of a dental porcelain having three surface treatments under three stressing conditions. *Dental Materials*. 2011;27:1252-8.
- [33] Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental Materials*.. 2009;25:121-8.
- [34] Sorrentino R, De Simone G, Tete S, Russo S, Zarone F. Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations*. 2012;16:977-85.
- [35] Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJ, Jr., Sertgoz A, Kocak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dental Materials*. 2008;24:1077-82.
- [36] Baldassarri M, Zhang Y, Thompson VP, Rekow ED, Stappert CF. Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques. *Journal of Dentistry*. 2011;39:489-98.
- [37] Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87:536-42.

[38] Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2009;36:610-5.

[39] Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1981;46:443-9.

[40] Proeschel PA, Morneburg T. Task-dependence of activity/ bite-force relations and its impact on estimation of chewing force from EMG. *Journal of Dental Research*. 2002;81:464-8.

Table 1. Description of the materials

Material*	Type of material	Indication
IPS e.max ZirCAD	yttria partially stabilized	
	tetragonal zirconia	framework
	polycrystal (Y-TZP)	
IPS e.max Crystall./Connect	Fusion glass	to unite framework and veneer structures
IPS e.max CAD	Lithium disilicate glass- ceramic	Veneer

* Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Table 2. Firing parameters* used for framework-veneer fusion and veneer crystallization

Working temperature	403°C
Closing time	2 min
Heating rate t_1	30°C/min
Temperature T_1	820°C
Heating rate t_2	30°C/min
Temperature T_2	840°C
Exposure time H_1	2 min
Exposure time H_2	7 min
Vacuum $V1_1/V1_2$	550/820°C
Vacuum $V2_1/V2_2$	820/840°C
Cooling	600°C

*Sintering protocol was carried out according to the manufacturer's recommendations.

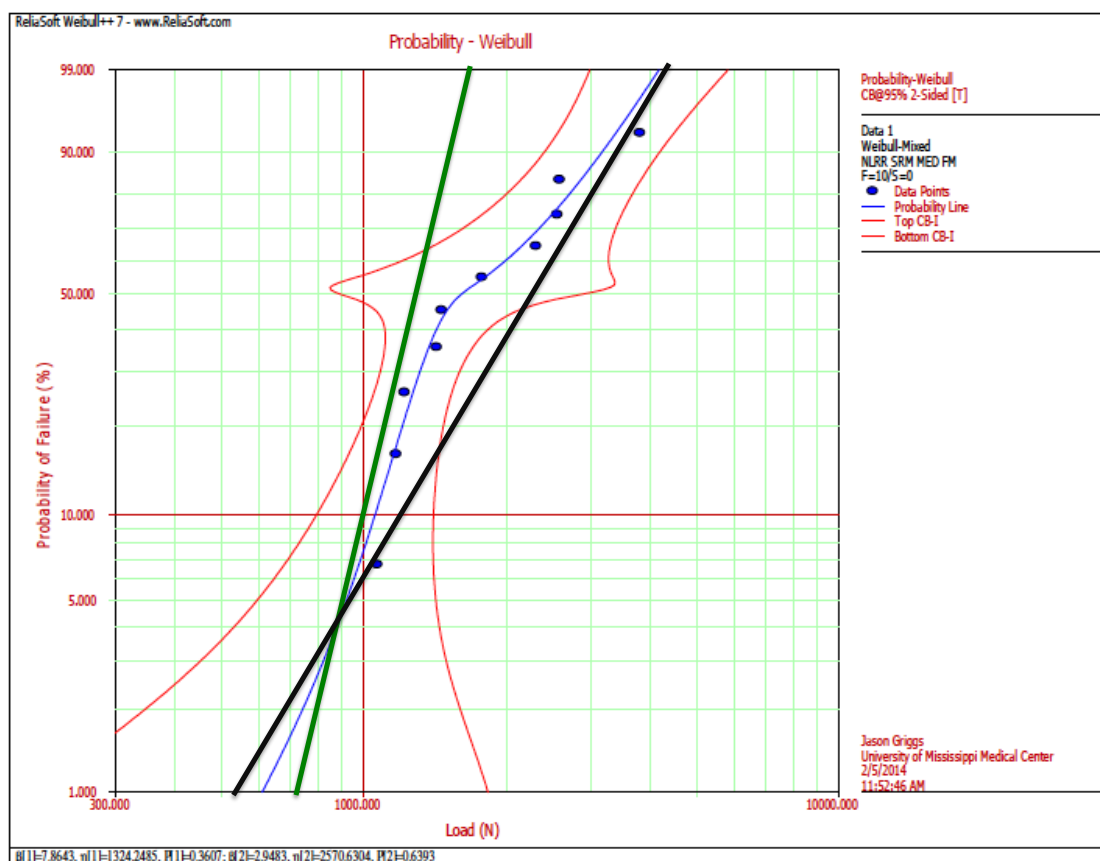


Fig 1. The mixed Weibull model for the fast fracture test of FPDs. In this test there were two types of failure, the fgreen line represents the fracture of the connector and the black line represents the chipping fractures. The blue line represents the combination of these two types of failure. The red lines show the confidence boundaries for a 95% confidence interval.

ReliaSoft ALTA 7 - www.ReliaSoft.com

Life vs Stress

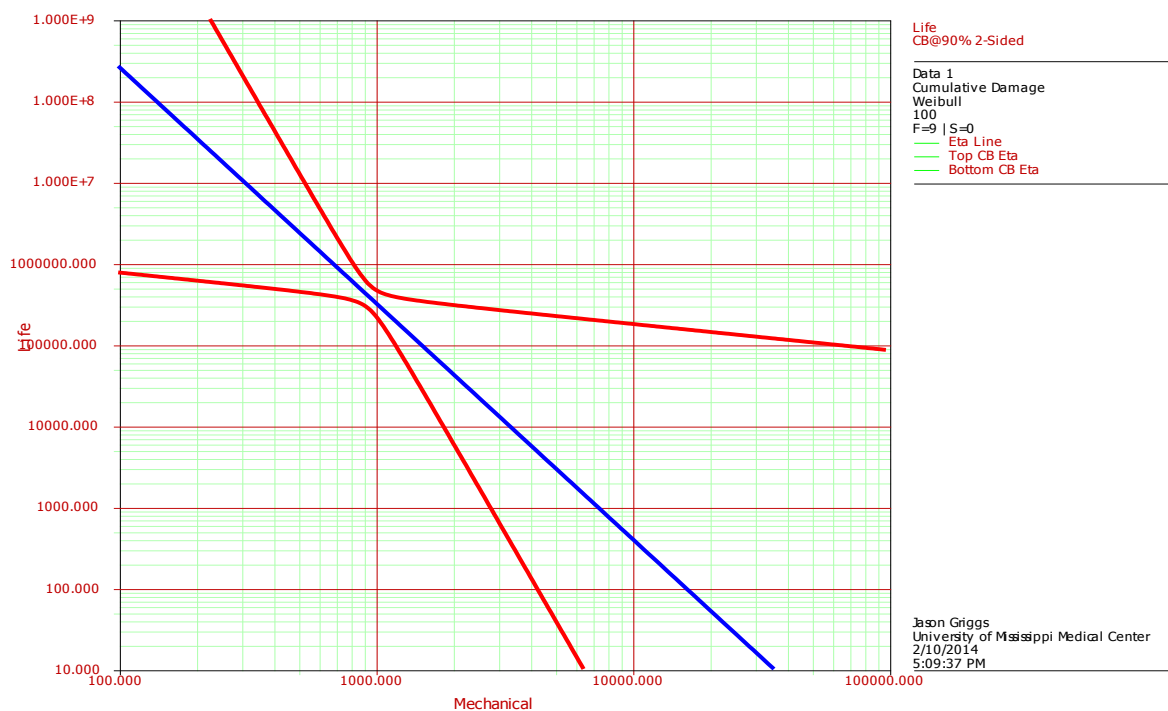


Fig 2. Life vs stress predicting for specimens with connector failure using IPL - Weibull Model

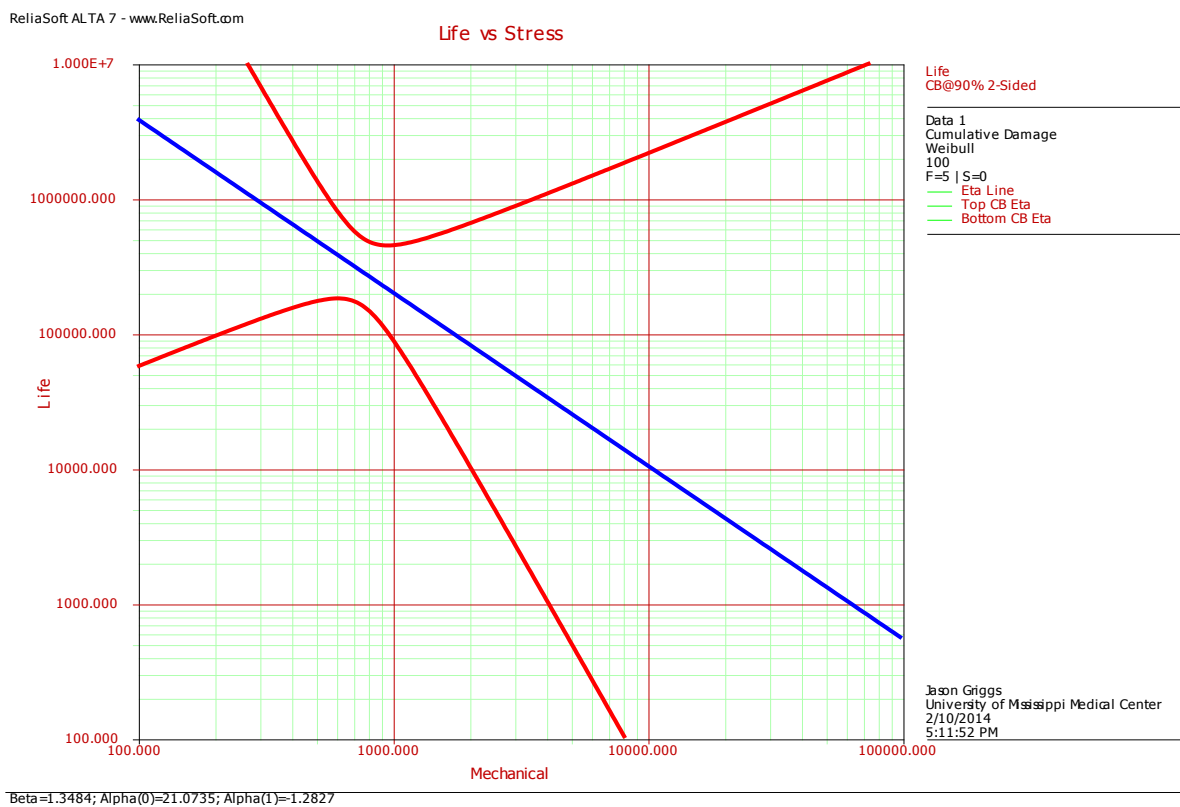


Fig 3. Life vs stress prediction for specimens with chipping failure using IPL - Weibull Model

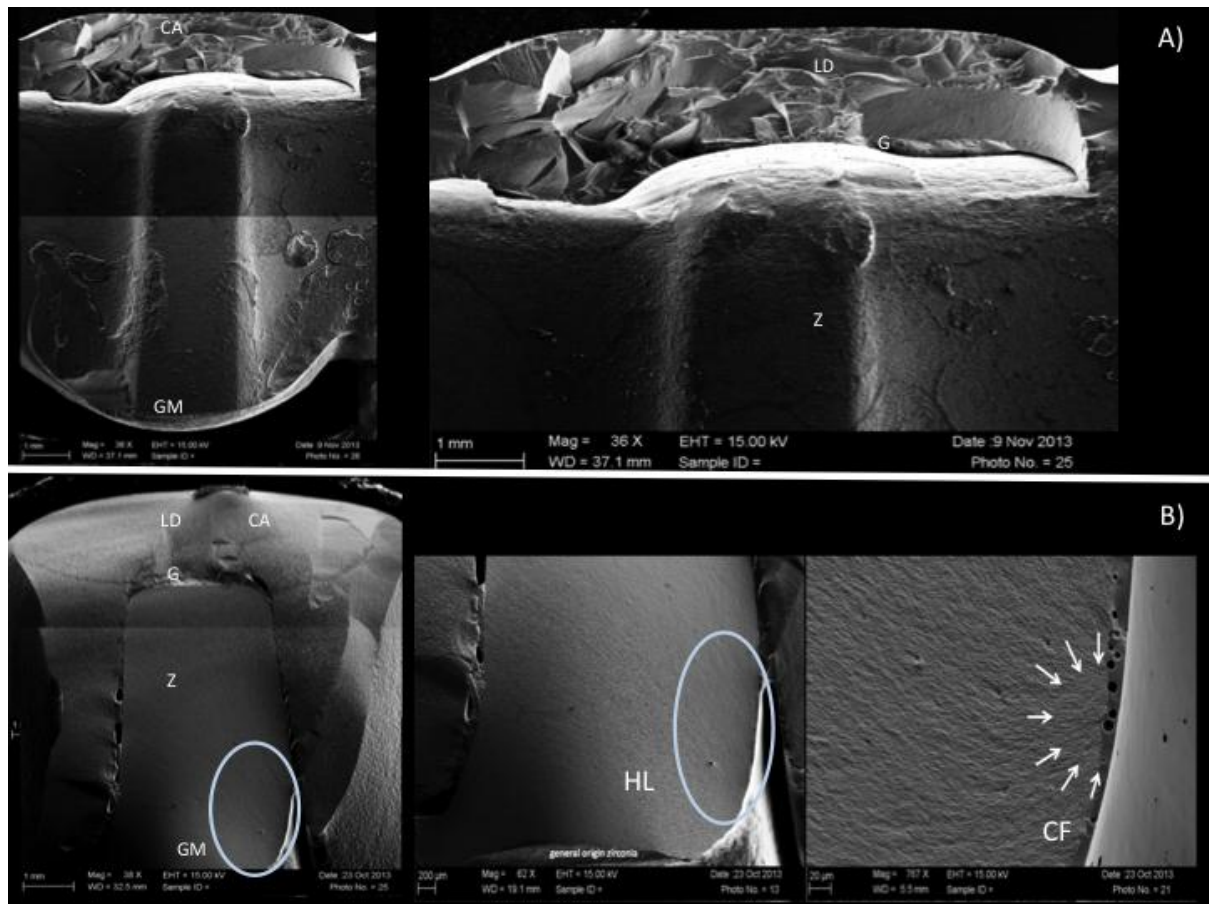


Fig 4. A) Chipping failure of FPDs. CA - contact area; BA - gingival margin LD - Lithium disilicate-based veneer structure; G – fusion glass; Z – zirconia-based structure; B) Connector failure of FPDs; CA - contact area; BA - gingival margin; LD - Lithium disilicate-based structure; G – fusion glass; Z – zirconia-based structure; HL - hackle lines; CF - critical flaw.

6 Artigo 3

Efeito de cerâmicas para o sistema CAD-on no mascaramento de fundos metálicos e substratos dentais²

Effect of CAD-on ceramics on the masking of metallic and tooth backgrounds

Gabriela R. Basso¹, Ayumi B. Kodama², Alice H. Pimentel², Marina R. Kaizer¹, Álvaro Della Bona³, Rafael R. Moraes⁴, Noéli Boscato⁴

¹ Aluna de doutorado, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UFPel

² Aluna de graduação, Faculdade de Odontologia, UFPel

³ Professor Adjunto, Faculdade de Odontologia, UPF

⁴ Professor(a) Adjunto, Faculdade de Odontologia, UFPel

Autora correspondente:

Gabriela Romanini Basso

Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UFPel

Rua Gonçalves Chaves 457, CEP 96015-560, Pelotas, RS, Brasil

Phone/Fax: +55 53 32226690;

E-mail: gabybasso@yahoo.com.br

²Artigo formatado segundo as normas da Revista da Faculdade de Odontologia de Passo Fundo

Resumo

Objetivo: Avaliar a capacidade de mascaramento e o efeito óptico de cerâmicas para o sistema CAD-on nas condições monocamada e bicamada avaliadas sobre fundos de coloração dentária de alto valor e de baixo valor, bem como sobre fundos metálicos de ligas de cobre e prata.

Métodos: Foram confeccionados espécimes de cerâmica IPS e.max CAD cor A1 de alta (HT) e baixa translucidez (LT), com espessura de 0,7, 1, 1,5 e 2 mm, os quais simularam restaurações monolíticas (monocamada). Adicionalmente, foram obtidos espécimes de infraestrutura de zircônia com 0,5 mm de espessura (IPS e.max ZirCAD) para simular restaurações bicamadas ao combinar os espécimes de zircônia e dissilicato de lítio. Discos cerâmicos foram utilizados para simular o substrato dentário de coloração padrão (A2) de alto valor e um substrato escurecido (C4) de baixo valor, também foram obtidos discos de duas ligas metálicas prateadas e acobreadas. Para avaliação das coordenadas de cor foi utilizado o modo “QA” do aparelho, e para determinar os valores de opacidade e translucidez foi utilizado o modo “opacidade” no espectrofotômetro de cor (SP60; X-Rite, Grand Rapids, MI, EUA).

Resultados: A redução da espessura dos espécimes de dissilicato de lítio determinou um aumento significativo da translucidez. A variação de cor (ΔE) foi maior para os espécimes de HT quando comparados com os espécimes de LT, com todos substratos. Para ambos espécimes HT e LT, quanto menor a espessura, maiores os valores de ΔE , independente do substrato utilizado.

Conclusão: A redução de espessura da camada de dissilicato de lítio, a presença de infraestrutura de zircônia e os substratos metálicos tiveram maior influência na cor final da restauração estética.

Palavras-Chave: cerâmicas; cor; estética; estética dental; facetas dentárias; ligas metalocerâmicas.

Abstract

Objective: To evaluate the masking ability and the optical effects of CAD-on ceramic system on monolayer and bilayer conditions over simulated dental substrates with higher and lower values, as well as over copper and silver metallic alloys backgrounds.

Methods: IPS e.max CAD ceramic specimens were prepared: A1 shade of high (HT) and low (LT) translucency, with 0,7; 1; 1,5 and 2 mm thick, that simulate monolithic restorations (monolayer). Beyond that, there were obtained zirconia frameworks specimens with 0,5 mm thick (IPS e.max ZirCAD) to simulate bilayer restorations combining the zirconia specimens with the ones of lithium disilicate. Ceramic discs were used to simulate the dental substrate with high (A2) and low value (C4) standard strains, also discs made of two metallic alloys were used: coppery and silver. For the measurements of the color coordinates, the “QA” mode of the equipment was used, and the opacity mode on the color spectrophotometer (SP60; X-Rite, Grand Rapids, MI, EUA) was used to determine the opacity and translucency values.

Results: The thickness reduction of the lithium disilicate specimens determined a significant raise of the translucency. The color variation (ΔE) was higher to the HT specimens when compared with the LT specimens, on all substrates. For both HT and LT specimens, the smaller the thickness, larger the ΔE values are, independent of the substrate used.

Conclusion: The thickness reduction on the lithium disilicate layer, the presence of zirconia framework and the metallic substrates had greater influence on the aesthetic restoration's final color.

Key-words: ceramics; color; dental veneers; esthetics; esthetics dental; metal ceramic alloys.

6.1 Introdução

Na prática clínica, é comum a necessidade de reabilitar pacientes com comprometimento dental estético por escurecimento de um ou mais dentes, insatisfeitos com a estética de seu sorriso (1). Em função disso, a coloração dos dentes é uma característica de fundamental importância e de grande influência no resultado final do tratamento, inclusive, determinando seu sucesso ou fracasso. Embora os retentores estéticos intrarradiculares estejam sendo bastante usados, ainda são inúmeros os casos clínicos que envolvem reabilitação anterior de dentes tratados com núcleos metálicos e o uso destes retentores confeccionados em ligas metálicas têm o potencial de alterar a cor da restauração final (2, 3).

As técnicas restauradoras para os casos mais severos de descoloração podem ser realizadas com compósitos ou materiais cerâmicos, os quais possuem elevada semelhança com os tecidos dentais, sendo capazes de mimetizar funcionalidade e sutileza dos seus pequenos detalhes (4-7). No entanto, a precisão dos procedimentos clínicos e laboratoriais é o que providenciará que o aspecto final da restauração mimetize os dentes naturais adjacentes mesmo com a evolução dos compósitos e das diferentes técnicas de fabricação dos materiais cerâmicos (8).

Dentre as limitações inerentes à técnica clínica e laboratorial usadas para confeccionar restaurações cerâmicas, encontra-se a limitada capacidade de mascaramento de dentes escurecidos ou pinos metálicos por cerâmicas translúcidas. Para contornar esse problema, pode-se utilizar infraestrutura em cerâmica com maior conteúdo cristalino (maior opacidade), como cerâmicas à base de zircônia, recobertas por porcelanas mais estéticas. Estas restaurações são normalmente confeccionadas pelo método de estratificação, em que camadas de porcelana em pós são aplicadas sobre a zircônia e sinterizadas. Entretanto, mais recentemente, o sistema CAD-On foi introduzido no mercado, possibilitando que a infraestrutura de zircônia e a cobertura (neste caso de cerâmica reforçada por dissilicato de

lítio) sejam confeccionadas pelo sistema CAD/CAM. As potenciais vantagens desse sistema são a maior precisão das peças cerâmicas, menor porosidade da cerâmica de cobertura e maior resistência mecânica (9-12). No entanto, não há evidência na literatura sobre as características óticas de restaurações cerâmicas obtidas por esse método.

Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi avaliar a capacidade de mascaramento e o efeito óptico de cerâmicas para o sistema CAD-on nas condições monocamada (cerâmica de dissilicato de lítio) e bicamada (cerâmica de dissilicato de lítio sobre infraestrutura de zircônia) avaliadas sobre fundos de coloração dentária de alto valor e de baixo valor, bem como sobre fundos metálicos de ligas de cobre e prata. A hipótese testada é que a capacidade de mascaramento e o efeito óptico de espécimes monocamada e bicamada são influenciados pela espessura e translucidez do sistema cerâmico e substratos de fundo.

6.2 Materiais e Métodos

6.2.1 Desenho experimental

Este estudo *in vitro* envolveu desenho fatorial $2 \times 2 \times 4 \times 4$ ($n=10$). Os fatores avaliados foram: estratificação de restaurações (dois níveis: monolítico_ cerâmica vítrea apenas, ou bicamada_ zircônia recoberta por cerâmica vítrea), opacidade da cerâmica vítrea (dois níveis: alta translucidez_ HT, ou baixa translucidez_ LT), espessura da cerâmica de cobertura (quatro níveis: 0,7 mm, 1 mm, 1,5 mm ou 2 mm), e cor do substrato de fundo (quatro níveis: acobreado, prateado, A2 ou C4). A cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) foi testada, sendo a zircônia utilizada como infraestrutura a IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent). A cobertura não foi fusionada com a infraestrutura utilizando IPS e.max CAD Crystall./Connect (Ivoclar Vivadent) porque os mesmo discos cerâmicos foram utilizados em diferentes grupos. No entanto, glicerina líquida

foi utilizada com agente acoplante entre os discos de cobertura e de infraestrutura e entre os discos e os fundos, com o objetivo de minimizar a incompatibilidade do índice de refração (13). A variável-resposta primária foi capacidade de mascaramento estimada pela variação de cor (ΔE) da restauração sobre os substratos, enquanto translucidez e as coordenadas individuais de cor CIEL*a*b* foram variáveis-resposta secundárias.

6.2.2 Preparo dos discos cerâmicos

Foram confeccionados espécimes de cerâmica IPS e.max CAD cor A1 de alta (HT) e baixa translucidez (LT), com espessura de 0,7, 1, 1,5 e 2 mm, os quais simularam restaurações monolíticas (monocamada). Adicionalmente, foram obtidos espécimes de infraestrutura de zircônia com 0,5 mm de espessura (IPS e.max ZirCAD) para simular restaurações bicamadas ao combinar os espécimes de zircônia e dissilicato de lítio. Os espécimes de dissilicato de lítio e de zircônia (n=10) foram confeccionados a partir de blocos para CAD-CAM, os quais foram adaptados a uma cortadeira de precisão com disco diamantado dupla-face e seccionados perpendicularmente ao seu longo eixo sob irrigação à água, velocidade de 200 rpm e carga de 50 gf. Após o corte, todos os espécimes foram retificados e polidos com lixas de SiC 1200 em ambos os lados. Em seguida, os espécimes foram limpos em ultrassom e água destilada durante 5 min e posteriormente secos com jato de ar. Após a sinterização, realizadas conforme recomendações do fabricante, os espécimes tiveram sua espessura final ajustada com lixas de SiC granulação 600 e foram novamente polidas com lixas SiC granulação 1200 sob refrigeração à água.

6.2.3 Substratos dentários simulados e metálicos

Discos cerâmicos (diâmetro 10 mm × espessura 2 mm) foram utilizados para simular o

substrato dentário de coloração padrão (A2) de alto valor e um substrato escurecido (C4) de baixo valor. Para cada disco cerâmico foram utilizados 0,5 g de pó de porcelana (Vita VM7, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) aos quais foram adicionados 0,25 mL de água destilada. A cor final C4 foi alcançada pela adição de 0,1 g de pigmento cerâmico de óxido de estanho à cerâmica vítrea previamente à confecção do corpo verde. Os discos foram retificados com lixas SiC 600 e a superfície de topo polida com lixa SiC 1200. Adicionalmente, foram obtidos discos de duas ligas metálicas prateadas e acobreadas: Pd-Cu (79% Pd, Spartan Plus, Ivoclar Vivadent) e Ag-Pd (80% Ag, Pratalloy; Dentsply Caulk, Milford, DE, EUA), manipuladas laboratorialmente de acordo com as instruções do fabricante.

6.2.4 Divisão dos grupos

Os espécimes cerâmicos obtidos foram utilizados para simular restaurações de dissilicato de lítio monolíticas (monocamada) ou com infraestrutura de zircônia (bicamada), sendo avaliadas em duas condições:

- Monocamada: Dez pastilhas de dissilicato de lítio de alta translucidez (HT) e dez de dissilicato de lítio de baixa translucidez (LT), para cada uma das espessuras (0,7, 1, 1,5 e 2 mm).
- Bicamada: As 20 pastilhas citadas na condição monomacada foram sobrepostas a uma pastilha de zircônia de 0,5 mm. Este conjunto bicamada foi avaliado sobre os diferentes substratos (liga Pd-Cu, liga Ag-Pd, substratos dentários simulados cor A2 e cor C4).

Tabela 1. Divisão dos grupos

Material/espessura		Monocamada	Bicamada
Dissilicato de lítio de alta translucidez (HT)	0,7 mm	HT0,7	HT0,7+Z
	1 mm	HT1	HT1+Z
	1,5 mm	HT1,5	HT1,5+Z
	2 mm	HT2	HT2+Z
Dissilicato de lítio de baixa translucidez (LT)	0,7 mm	LT0,7	LT0,7+Z
	1 mm	LT1	LT1+Z
	1,5 mm	LT1,5	LT1,5+Z
	2 mm	LT2	LT2+Z

6.2.5 Leitura das coordenadas CIE $L^*a^*b^*$

As coordenadas de cor do sistema CIE $L^*a^*b^*$ dos espécimes mono e bicamada foram aferidas com espectrofotômetro de cor (SP60; X-Rite, Grand Rapids, MI, EUA). Durante todo o ensaio, o espectrofotômetro estava ligado a um estabilizador de voltagem, para evitar variações na potência da fonte de luz. Previamente ao início das leituras o aparelho foi calibrado. Os espécimes foram avaliados sobre fundos padrão branco ($L = 93,1$; $a = 1,3$; $b = 5,3$) e preto ($L = 27,9$, $a = 0,0$, $b = 0,0$), bem como sobre os fundos cerâmicos de cor dentária A2 e C4 e sobre os fundos metálicos. Para a leitura das coordenadas de cor foi utilizado o modo “QA” do aparelho, sobre os fundos padrão, quando foi feita a comparação das medições das amostras com os padrões apresentando-se, então, os resultados. Também, foi utilizado o modo “opacidade” do aparelho, para determinar os valores de opacidade e translucidez.

A leitura dos grupos foi realizada em três etapas. Inicialmente o espécime foi colocado sobre o fundo preto padrão e foram obtidos os valores de L_B , a_B e b_B . Após o espécime foi

posicionado sobre o fundo branco padrão e registrados os valores de L_W , a_W e b_W . Por último, foi feita uma leitura sobre o fundo branco padrão, sem a presença do espécime, o que foi necessário para calcular o percentual de opacidade (OP). Esta sequência foi realizada três vezes para cada espécime e a mediana destas leituras foi utilizada no cálculo dos resultados. Todas as avaliações de propriedades ópticas foram realizadas utilizando-se glicerina como líquido meio acoplante entre o disco e o fundo/substrato de leitura, bem como entre os espécimes bicamadas. A glicerina apresenta índice de refração semelhante à cerâmica vítrea, o que minimiza a dispersão de luz que ocorre quando o feixe luminoso passa por meios com diferentes índices de refração (exemplo: ar e cerâmica)¹⁹.

6.2.6 Avaliação da capacidade de mascaramento pela variação de cor (ΔE)

A capacidade de mascaramento para os espécimes bicamada foi estimada pela variação de cor (ΔE) dos espécimes mensurados sobre os fundos que simulam substratos dentários com valores distintos (C4 e A2) e sobre fundo branco de acordo com a seguinte equação:

$$\Delta E = [(L_1 - L_W)^2 + (a_1 - a_W)^2 + (b_1 - b_W)^2]^{1/2}$$

em que 1 subscrito se refere às coordenadas de cor mensuradas sobre fundo de alto valor (A2) ou baixo valor (C4), e W subscrito se refere à coordenada de cor mensurada sobre fundo branco.

6.2.7 Avaliação do parâmetro de translucidez (TP) e percentual de opacidade (OP)

Para medir a translucidez de um material são consideradas as diferenças entre os parâmetros lidos sobre fundo branco (L_W , a_W e b_W) e sobre o fundo preto (L_B , a_B e b_B). A

partir disso, foram utilizados dois métodos de avaliação. O cálculo do TP foi realizado conforme a seguinte fórmula, (14):

$$TP = [(L^*_W - L^*_B)^2 + (a^*_W - a^*_B)^2 + (b^*_W - b^*_B)^2]^{1/2}$$

O percentual de opacidade (OP) é fornecido pelo próprio espectrofotômetro após a sequência de três leituras sobre os fundos preto e branco com o espécime e uma leitura final do fundo branco sem o espécime. Esse dado é baseado na diferença percentual entre o total de luz refletida no fundo branco e o total de luz refletida ao longo das duas medições.

6.2.8 Análise estatística

Os dados de TP, OP, ΔE monocamada e ΔE bicamada foram separadamente submetidos à Análise de Variância de uma via e teste de Student-Newman-Keuls ($\alpha=0,05$). Os dados de ΔE monocamada foram transformados ($\log_{10}$) antes da análise. As associações entre ΔE e TP para os espécimes mono e bicamadas em todas as condições estudadas foram estimadas por análise de regressão linear. Todas análises foram realizadas utilizando o *software* SigmaPlot 12.0 (Systat Software, Inc.; San Jose, CA, EUA).

6.3 Resultados

6.3.1 TP e OP

Na avaliação da condição monocamada, foi observado que a redução da espessura dos espécimes HT e LT determinou aumento significativo da translucidez e diminuição no percentual de opacidade. Espécimes HT de 1 mm foram mais translúcidos que espécimes de 0,7 mm em LT. A cerâmica HT mostrou os maiores valores de translucidez, com diferença estatística significativa quando comparados com as mesmas espessuras de cerâmica LT. Quanto ao OP, a cerâmica LT mostrou os maiores valores, sendo estes diferentes

significativamente em todas as espessuras quando comparadas às mesmas espessuras de cerâmica HT. Na condição bicamada, foi observado também que o conjunto com as menores espessuras do grupo HT (0,7 mm HT + 0,5 mm Z) apresentaram menor percentual de opacidade. O percentual de opacidade foi maior nos grupos LT, sendo que o espécime LT1.5 teve o mesmo OP quando comparado com o HT2.0. O aumento da espessura levou à diminuição da translucidez em todos os grupos e um aumento do percentual de opacidade (Tabela 2).

Tabela 2. Médias (desvio-padrão) para parâmetro de translucidez (TP) e percentual de opacidade (OP), n=10

	Monocamadas		Bicamadas	
TP	HT0,7	44,9 (1,0) ^a	HT0,7+Z	13,8 (0,4) ⁱ
	HT1,0	37,3 (0,9) ^b	HT1,0+Z	12,1 (0,5) ^k
	HT1,5	29,4 (1,0) ^d	HT1,5+Z	10,2 (0,4) ^m
	HT2,0	22,9 (0,5) ^f	HT2,0+Z	08,3 (0,6) ^o
	LT0,7	34,4 (0,7) ^c	LT0,7+Z	13,1 (0,5) ^j
	LT1,0	27,3 (0,9) ^e	LT1,0+Z	11,1 (0,6) ^l
	LT1,5	22,2 (0,8) ^g	LT1,5+Z	09,0 (0,5) ⁿ
	LT2,0	15,5 (0,5) ^h	LT2,0+Z	06,6 (0,3) ^p
OP (%)	HT0,7	19,4 (0,8) ^l	HT0,7+Z	67,7 (0,9) ^e
	HT1,0	28,1 (1,2) ^k	HT1,0+Z	71,5 (1,2) ^d
	HT1,5	40,3 (1,3) ⁱ	HT1,5+Z	76,3 (0,9) ^c
	HT2,0	52,3 (1,0) ^g	HT2,0+Z	81,3 (1,5) ^b
	LT0,7	34,5 (1,2) ^j	LT0,7+Z	71,5 (1,1) ^d
	LT1,0	45,8 (1,8) ^h	LT1,0+Z	76,6 (1,3) ^c
	LT1,5	58,3 (1,5) ^f	LT1,5+Z	82,0 (1,2) ^b
	LT2,0	71,2 (1,0) ^d	LT2,0+Z	87,6 (0,7) ^a

Letras distintas indicam diferenças significativas entre os grupos separadamente para TP e OP (p<0.05).

6.3.2 Variação de cor (ΔE)

Dentre o conjunto monocamada sobre os fundos metálicos, os espécimes de alta translucidez apresentaram os maiores valores de ΔE . A espessura de 2 mm LT apresentou os menores valores de ΔE , tanto em cobre quanto em prata. Espécimes de 0,7 mm HT foram os mais sensíveis à variação de cor, apresentando os maiores valores de ΔE , em cobre e prata. Para o substrato A2, os maiores valores de ΔE foram encontrados para os espécimes 0,7 HT. Sobre fundo A2, os espécimes com espessuras de 1,0 LT e 1,5 LT e 1,5 HT não apresentaram diferenças estatísticas quando comparados. Para o substrato C4, menores espessuras apresentaram as maiores variações de cor. Não foi encontrada diferença estatística para os espécimes de 1,5 HT e 1,0 LT (Figura 1).

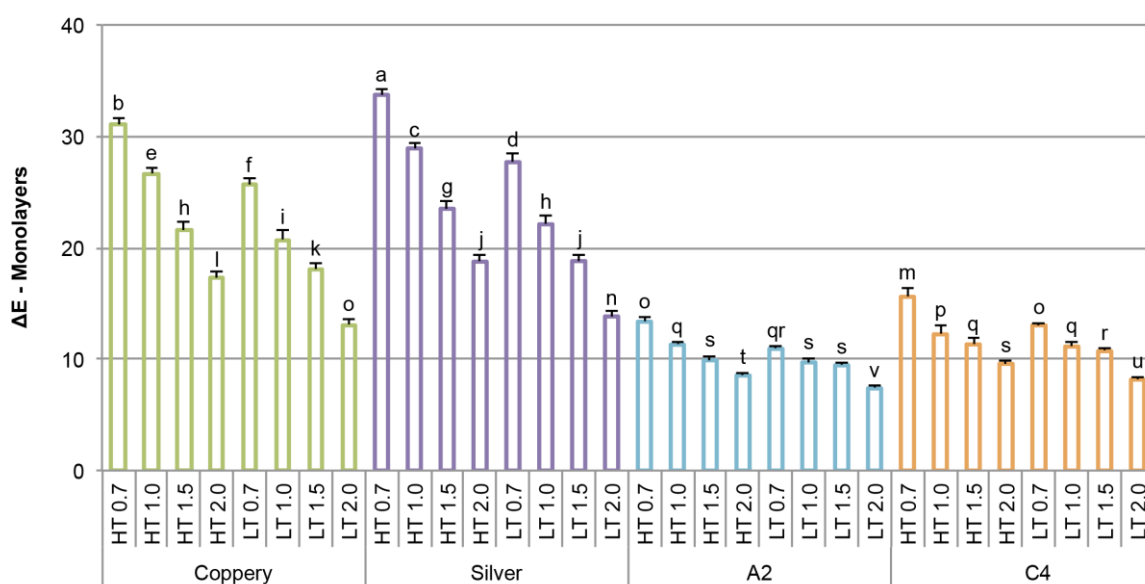


Figura 1: Média + desvio-padrão de variação de cor (ΔE), utilizada para estimar a capacidade de mascaramento, dos grupos monocamada sobre os fundos de que simulam núcleos metálicos de cor prateada, acobreado, cor dentária de alto valor (A2) e de baixo valor (C4). Letras distintas indicam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.05$).

Dentre o conjunto bicamada sobre os fundos metálicos, os espécimes de alta translucidez apresentaram os maiores valores de ΔE . A espessura de 2 mm LT apresentou os menores valores de ΔE , tanto em cobre quanto em prata. Espécimes de 0,7 mm HT foram os mais sensíveis à variação de cor, apresentando os maiores valores de ΔE , em cobre e prata. Para o substrato A2 e C4, os maiores valores de ΔE foram encontrados para os espécimes 0,7 HT. Não houve diferença estatística significativa entre os espécimes HT 0,7 sobre fundo A2 e LT 0,7 em fundo C4. Os espécimes com espessuras de HT 1,0 e LT 0,7 sobre fundo A2 e HT 1,5 e LT 1,0 sobre fundo C4 não apresentaram diferenças estatísticas. É possível observar que os espécimes em prata mostraram os maiores valores de ΔE (Figura 2).

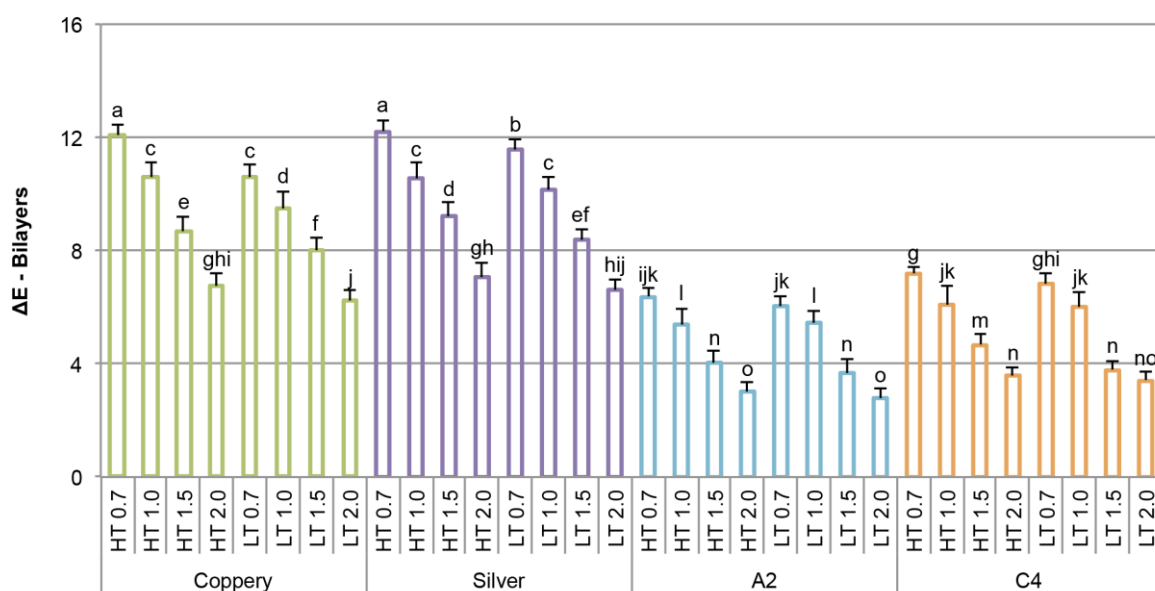


Figura 2: Média + desvio-padrão de variação de cor (ΔE), utilizada para estimar a capacidade de mascaramento, dos grupos bicamada sobre os fundos de que simulam núcleos metálicos de cor prateada, acobreado, cor dentária de alto valor (A2) e de baixo valor (C4). Letras distintas indicam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.05$).

6.3.3 Correlação entre TP e ΔE

Nos espécimes monolíticos, houve correlação positiva entre TP e ΔE , em todos os fundos estudados. Essa correlação foi mais forte nos fundos metálicos prateado e acobreado, em que os valores foram mais próximos de 1. As cerâmicas de alta translucidez (HT) também apresentaram correlação mais forte entre TP e ΔE ($R^2=0,999$) em fundo acobreado ($R^2=0,991$) e prateado ($R^2=0,939$) para os fundo A2 e C4 (Figura 3).

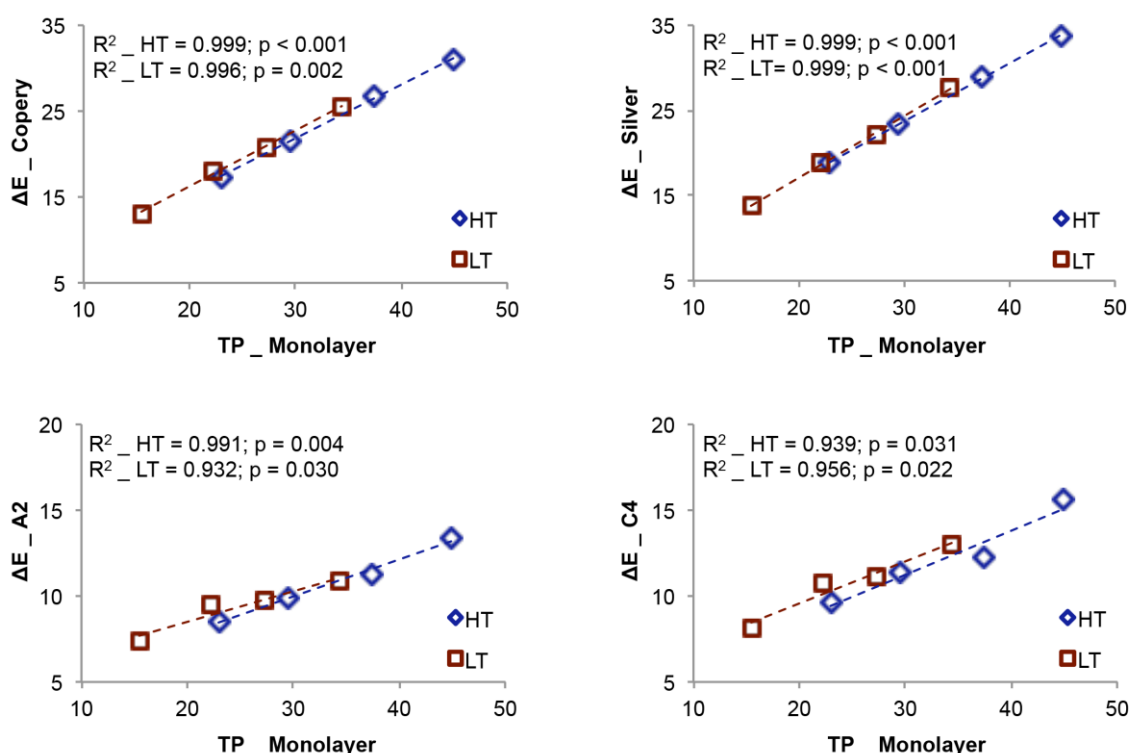


Figura 3: Associação da variação de cor (ΔE) e parâmetro de translucidez (TP) para os grupos monocamada analisados sobre fundo acobreado, prateado, alto valor (A2) e baixo valor (C4). Coeficientes de regressão linear (R^2) e seus respectivos valores de p são mostrados para cada condição. Houve associação significativa entre o aumento do ΔE e o aumento de TP para todos os fundos. A associação foi mais forte nos fundos acobreados e prateados.

Nos grupos bicamadas, também houve correlação positiva entre TP e ΔE , em todos os fundos estudados para os espécimes bicamada (Figura 4). Essa correlação foi mais forte no fundo metálico acobreado ($R^2=0,999$). Os grupos HT também apresentaram correlação mais forte entre TP e ΔE do que os grupos LT, com exceção do fundo prateado, em que o grupo LT teve correlação mais forte ($R^2=0,999$) do que o grupo HT ($R^2=0,993$).

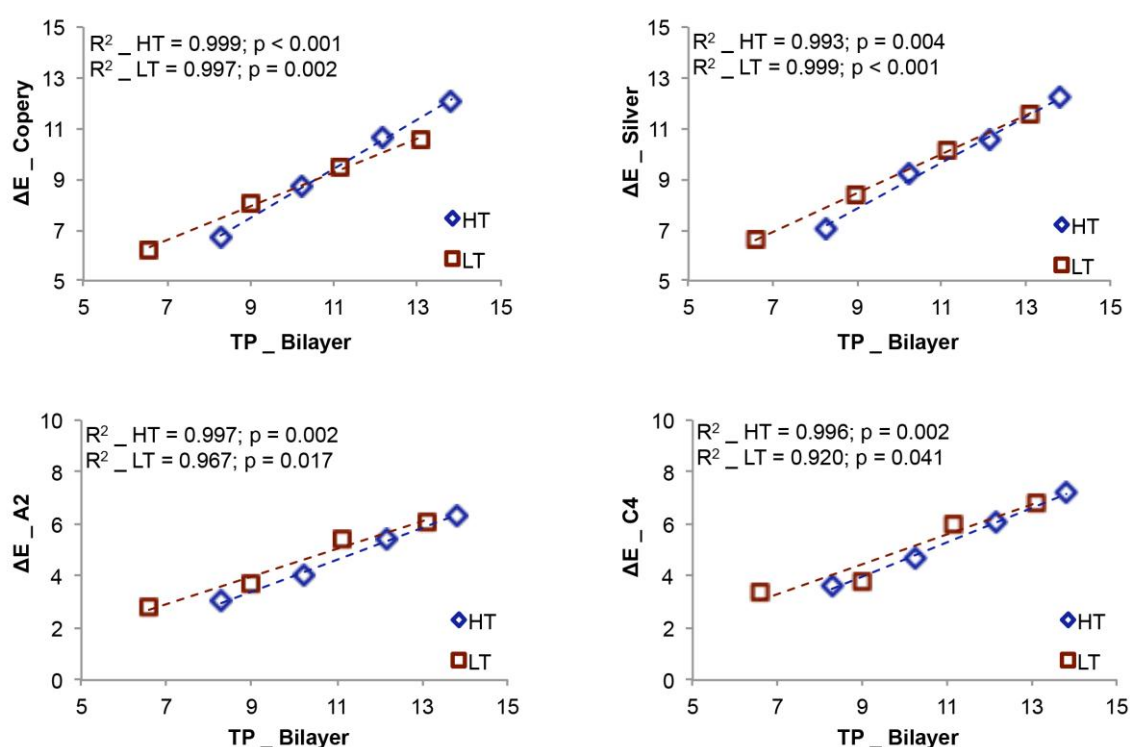


Figura 4: Associação da variação de cor (ΔE) e parâmetro de translucidez (TP) para os grupos bicamadas analisados sobre fundo acobreado, prateado, alto valor (A2) e baixo valor (C4). Coeficientes de regressão linear (R^2) e seus respectivos valores de p são mostrados para cada condição. Houve associação significativa entre o aumento do ΔE e o aumento de TP para todos os fundos.

6.4 Discussão

A hipótese testada foi aceita, uma vez que a capacidade de mascaramento e o efeito óptico de espécimes mono e bicamadas foram influenciados pela espessura e translucidez do sistema cerâmico e substratos. Esses achados estão de acordo com estudo prévio em que os valores de ΔE de espécimes cerâmicos (dissilicato de lítio) foram significativamente influenciados pelo substrato dental, cor do agente de cimentação e espessura do espécime (15). Os valores de ΔE obtidos na avaliação dos conjuntos bicamada, quando sobrepostos aos substratos metálicos e substratos com baixo valor, apresentaram valores que podem ser considerados clinicamente perceptíveis (16, 17), mesmo quando foram usadas maiores espessuras de cerâmica de cobertura e presença de infraestrutura de zircônia. Dessa forma, os valores de ΔE encontrados neste estudo, demonstraram que mesmo os espécimes de dissilicato de lítio com maior espessura (2,0 mm), baixa translucidez (LT) e combinados com espécimes de 0,5 mm de cerâmica de zircônia quando avaliados em conjunto sobrepostos a fundos metálicos de cobre ($\Delta E=6,24$) e prata ($\Delta E=6,62$) obtiveram valores de ΔE clinicamente inaceitáveis, uma vez que extrapolam os valores ideais recomendados na literatura para não causar alterações na cor percebida pelo observador.

De acordo com estudos de diferentes autores, valores de ΔE são considerados clinicamente imperceptíveis quando menores que 3 e clinicamente aceitáveis quando alcançarem os valores entre 3 e 5 (13, 16, 17), embora a literatura não apresente um consenso acerca dos limites em que o olho humano detecta as diferenças de cor, considerando que esses limites divergem de indivíduo para indivíduo (18). Estes achados indicam que se deve evitar o uso deste sistema cerâmico e espessuras avaliadas na presença de núcleos metálicos fundidos confeccionados em prata ou liga contendo cobre. Um aspecto a ser avaliado para providenciar maior mascaramento de núcleos metálicos seria aumentar a espessura da cerâmica de infraestrutura, assim aumentando a opacidade do conjunto cerâmico.

Quando os discos cerâmicos bicamadas foram avaliados sobre o substrato que simulava um remanescente dental escurecido (C4), observou-se suficiente mascaramento do substrato com a cerâmica LT 1,5 mm, com $\Delta E=3,77$. Assim, é possível afirmar que a espessura de 1,5 mm de uma cerâmica de cobertura de LT, sobreposta à infraestrutura em zircônia de 0,5 mm, seria suficiente para mascarar um remanescente escurecido. Este resultado vai de encontro aos resultados encontrados por Vichi et al (19), que observaram que apenas espécimes de 2 mm ou mais foram considerados suficientes para recobrir com segurança um substrato dental escurecido. No entanto, os autores não citam a cor do substrato escurecido de fundo. Neste contexto, se o espaço para realizar a restauração apresenta 1,5 mm, deve ser avaliado o aspecto de cor do substrato a ser recoberto. Entretanto, os resultados deste estudo corroboram com os relatos da literatura que pontuam que a espessura de cerâmica é um dos principais aspectos a serem considerados na cor final da restauração (15, 19-21).

Os resultados deste estudo demonstram também que, à medida que a espessura da cerâmica aumenta, menor translucidez dos espécimes é obtida. A translucidez do material cerâmico define o potencial de mascaramento do fundo. Entre as diferentes espessuras avaliadas, observamos que os maiores valores foram encontrados na espessura de 0,7 mm HT na condição monocamada. No entanto, houve esta mesma tendência quando os conjuntos bicamadas foram avaliados, em que também a espessura 0,7 mm HT mostrou maior translucidez. Assim, a espessura que é apontada na literatura como fator de relevante consideração na variação de cor final de uma restauração, realmente mostra-se passível de sofrer influência do substrato quando usada em espessuras mais finas que o recomendado, o que corrobora com outros estudos similares (18, 22-24). A cor da restauração foi significativamente afetada pela espessura da cerâmica de 0,5 mm e cor do substrato (22).

Os espécimes na condição bicamada apresentaram sempre menor TP e maior OP que os espécimes na condição monocamada de mesma espessura. Este achado está relacionado à opacidade da densa estrutura formada pelos cristais de zircônia da infraestrutura, que dificultam a passagem da luz. Entretanto, também tem relação com a presença de duas camadas cerâmicas e aos diversos fenômenos ópticos que os fótons podem sofrer quando o feixe de luz é transferido entre as camadas de cerâmica. Estes fenômenos ópticos são dependentes do comprimento de onda da luz e é ditado pelos coeficientes de transmissão das camadas que promovem a dispersão da luz (25). Dessa forma, estes achados implicam que a presença de infraestrutura de zircônia mostrou ser fator determinante na cor final de uma restauração estética (19), exercendo maior influência do que a translucidez da cerâmica de cobertura.

6.5 Conclusões

Dentro das limitações deste estudo *in vitro* pode-se concluir que a redução de espessura da camada de dissilicato de lítio, a presença de infraestrutura de zircônia e os substratos metálicos tiveram maior influência na cor final da restauração estética.

Referências

1. Pontons-Melo JC, Furuse AY, Mondelli J. A direct composite resin stratification technique for restoration of the smile. Quintessence International. 2011;42(3):205-11.
2. Ishikawa-Nagai S, Wang J, Seliger A, Lin J, Da Silva J. Developing a custom dental porcelain shade system for computer color matching. Journal of Dentistry. 2013;41 Suppl 3:e3-e10.

3. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;88(1):10-5.
4. Felipe LA, Baratieri LN. Direct resin composite veneers: masking the dark prepared enamel surface. *Quintessence International*. 2000;31(8):557-62.
5. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *The International Journal Of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2006;26(1):31-41.
6. Friebe M, Povel K, Cappius HJ, Helfmann J, Meinke M. Optical properties of dental restorative materials in the wavelength range 400 to 700 nm for the simulation of color perception. *Journal of Biomedical Optics*. 2009;14(5):054029.
7. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;88(1):4-9.
8. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*. 2014;42(9):1202-9.
9. Kanat B, Comlekoglu EM, Dundar-Comlekoglu M, Hakan Sen B, Ozcan M, Ali Gungor M. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. *Journal of Prosthodontics*. 2014;23(6):445-55.
10. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *Journal of Dentistry*. 2012;40(2):154-62.
11. Schmitter M, Mueller D, Rues S. In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2013;40(7):519-25.

12. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*. 2007;51(3):713-27, viii.
13. Nogueira AD, Della Bona A. The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*. 2013;41 Suppl 3:e18-23.
14. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *The International Journal Of Prosthodontics*. 1995;8(1):79-86.
15. Chaiyabutr Y, Kois JC, Lebeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;105(2):83-90.
16. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of Dental Research*. 1989;68(5):819-22.
17. Regain JC, Johnston WM. Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. *Color Research and Application*. 2000;25(4):7.
18. Bachhav VC, Aras MA. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology. *The journal of Advanced Prosthodontics*. 2011;3(2):57-62.
19. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;83(4):412-7.
20. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;95(2):124-9.
21. Corciolani G, Vichi A, Louca C, Ferrari M. Influence of layering thickness on the color parameters of a ceramic system. *Dental Materials*. 2010;26(8):737-42.

22. Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WM. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;106(3):179-83.
23. de Azevedo Cubas GB, Camacho GB, Demarco FF, Pereira-Cenci T. The Effect of Luting Agents and Ceramic Thickness on the Color Variation of Different Ceramics against a Chromatic Background. *European Journal Of Dentistry*. 2011;5(3):245-52.
24. Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Celik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008;100(2):99-106.
25. Battersby PD, Battersby SJ. Measurements and modelling of the influence of dentine colour and enamel on tooth colour. *Journal of Dentistry*. 2014.

7 Considerações finais

Não houve diferença significativa quanto a resistência a fratura de estruturas cerâmicas obtidas pela técnica CAD-on, através do teste de resistência flexural de três pontos, quanto ao módulo de Weibull e resistência característica. Quanto a confiabilidade mecânica de próteses parciais fixas confeccionadas pelo sistema CAD-on, o testes de fadiga ciclica influenciou significativamente a confiabilidade das PPFs confeccionadas utilizando o sistema CAD-on. Para a avaliação de cor, a redução de espessura da camada de dissilicato de lítio, a presença de infraestrutura de zircônia e os substratos metálicos tiveram maior influência na cor final da restauração estética.

Referências

ANUSAVICE, K. J. Phillips - Materiais Dentários. 11 ed. Elsevier Brasil, 2005.

ATT, W.; GRIGORIADOU, M.; STRUB, J. R. ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 34, n. 4, p. 282-290, 2007.

AZER, S. S. et al. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 106, n. 3, p. 179-183, 2011.

BACHHAV, V. C.; ARAS, M. A. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology. **Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 3, n. 2, p. 57-62, 2011.

BALDASSARRI, M. et al. Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques. **Journal of Dentistry**, v. 39, n. 7, p. 489-498, 2011.

BALTZER, A. All-ceramic single-tooth restorations: choosing the material to match the preparation--preparing the tooth to match the material. **International Journal of Computadorized Dentistry**, v. 11, n. 3-4, p. 241-256, 2008.

BATTERSBY, P. D.; BATTERSBY, S. J. Measurements and modelling of the influence of dentine colour and enamel on tooth colour. **Journal of Dentistry**, 15, 2014.

BENETTI, P. et al. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. **Dental Materials**, v. 30, n. 5, p. 554-563, 2014.

BENETTI, P. et al. The effect of porcelain thickness and surface liner application on the fracture behavior of a ceramic system. **Dental Materials**, v. 27, n. 9, p. 948-953, 2011.

BENETTI, P.; DELLA BONA, A.; KELLY, J. R. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. **Dental Materials**, v. 26, n. 8, p. 743-750, 2010.

BENETTI, P.; KELLY, J. R.; DELLA BONA, A. Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. **Dental Materials**, v. 29, n. 11, p. 1166-1172, 2013.

BEUER, F. et al. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. **Dental Materials**, v. 25, n. 1, p. 121-128, 2009.

BORBA, M. et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. **Dental Materials**, v. 27, n. 12, p. 1259-1266, 2011.

BORBA, M. et al. Step-stress analysis for predicting dental ceramic reliability. **Dental Materials**, v. 29, n. 8, p. 913-918, 2013.

BORBA, M.; DE ARAÚJO, M. D.; FUKUSHIMA, K. A.; YOSHIMURA, H. N.; CESAR, P. F.; GRIGGS, J. A.; DELLA BONA, A. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. **Dental Materials**, v.27, n.7, p.710-721, 2011.

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

CHAAR, M. S. et al. Effect of veneering technique on the fracture resistance of zirconia fixed dental prostheses. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 40, n. 1, p. 51-59, 2013.

CHAIYABUTR, Y. et al. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 105, n. 2, p. 83-90, 2011.

CHEVALIER, J. What future for zirconia as a biomaterial? **Biomaterials**, v. 27, n. 4, p. 535-543, 2006.

CHEVALIER, J.; CALES, B.; DROUIN, J. M. Low-temperature aging of Y-TZP ceramic. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 82, n. 8, p. 2150-2154, 1999.

CHEVALIER, J.; GREMILLARD, L.; VIRKAR, A. V.; CLARKE, D. R. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. **Journal of the American Ceramic Society**, v.92, n.9, p.1901-1920, 2009.

CHEVALIER, J.; OLAGNON, C.; FANTOZZI, G. Subcritical crack propagation in 3Y-TZP ceramics: Static and cyclic fatigue. **Journal of the American Ceramic Society**, v.82, n.11, p.3129-3138, 2004.

CHRISTEL, P.; MEUNIER A.; HELLER M.; TORRE, J. P.; PEILLE, C. N. Mechanical proprieties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. **Journal of Biomedical Material Research**, v.23, n.1, p.45-61, 1989.

CORAZZA, P. H. et al. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. **Dental Materials**, v. 29, n. 3, p. 339-347, 2013.

CORCIOLANI, G. et al. Influence of layering thickness on the color parameters of a ceramic system. **Dental Materials**, v. 26, n. 8, p. 737-742, 2010.

CURTIS, A. R.; WRIGHT, A. J.; FLEMING, G. J. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. **Journal of Dentistry**, v. 34, n. 5, p. 317-325, 2006.

DE AZEVEDO CUBAS, G. B. et al. The Effect of Luting Agents and Ceramic Thickness on the Color Variation of Different Ceramics against a Chromatic Background. **European Journal of Dentistry**, v. 5, n. 3, p. 245-252, 2011.

DELLA BONA, A. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry. 1^o ed. São Paulo : Artes Médicas, 2009.

DELLA BONA, A. D.; ANUSAVICE, K. J.; DEHOFF, P. H. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. **Dental Materials**, v. 19, n. 7, p. 662-669, 2003.

DELLA BONA, A.; CORAZZA, P. H.; ZHANG, Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. **Dental Materials**, v. 30, n. 5, p. 564-569, 2014.

DELLA BONA, A.; KELLY, J. R. The clinical success of all-ceramic restorations. **Journal of the American Dental Association**, v. 139 Suppl, p. 8S-13S, 2008.

DELLA BONA, A.; NOGUEIRA, A. D.; PECHO, O. E. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. **Journal of Dentistry**, v. 42, n. 9, p. 1202-1209, 2014.

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

DENRY, I.; KELLY, J. State of the art of zirconia for dental applications. **Dental Materials**, v.24, n.3, p.299-307, 2008.

EICHLER, J. et al. Effect of grain size on mechanical properties of submicrometer 3Y-TZP: fracture strength and hydrothermal degradation. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 90, n. 9, p. 2830-2836, 2007.

EREIFEJ, N.; SILIKAS, N.; WATTS, D. C. Initial versus final fracture of metal-free crowns, analyzed via acoustic emission. **Dental Materials**, v. 24, n. 9, p. 1289-1295, 2008.

ESCRIBANO, N.; DE LA MACORRA, J. C. Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramic. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v.8, n.5, p.337-341, 2006.

FELIPPE, L. A.; BARATIERI, L. N. Direct resin composite veneers: masking the dark prepared enamel surface. **Quintessence International**, v. 31, n. 8, p. 557-562, 2000.

FLEMING, G. J. et al. The influence of interfacial surface roughness on bilayered ceramic specimen performance. **Dental Materials**, v. 20, n. 2, p. 142-149, 2004.

FRIEBEL, M. et al. Optical properties of dental restorative materials in the wavelength range 400 to 700 nm for the simulation of color perception. **Journal of Biomedical Optics**, v. 14, n. 5, 2009.

GIBBS, C. H. et al. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 46, n. 4, p. 443-449, 1981.

GRIFFITH, A. A. The phenomena of rupture and flow in solids. **The Royal Society**, v. 221, p. 163-198, 1921.

GRIGGS, J. A. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. **Dental Clinics of North America**, v. 51, n. 3, p. 713-727, 2007.

GUAZZATO, M. et al. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. **Biomaterials**, v. 25, n. 11, p. 2153-2160, 2004.

GUAZZATO, M. et al. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. **Journal of Dentistry**, v. 33, n. 1, p. 9-18, 2005.

GUAZZATO, M. et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. **Dental Materials**, v. 20, n. 5, p. 449-456, 2004.

GUAZZATO, M. et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. **Dental Materials**, v. 20, n. 5, p. 441-448, 2004.

GUAZZATO, M.; WALTON, T.; FRANKLIN, W.; DAVIS, G.; BOHL, C.; KLINEBERG, I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. **Australian Dental Journal**, v.55, n.3, p.306-310, 2010.

GUESS, P. C.; STAPPERT, C. F. Midterm results of a 5-year prospective clinical investigation of extended ceramic veneers. **Dental Materials**, v. 24, n. 6, p. 804-813, 2008.

HEFFERNAN, M. J. et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 88, n. 1, p. 10-15, 2002.

HEFFERNAN, M. J. et al. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 88, n. 1, p. 4-9, 2002.

HEINTZE, S. D.; ROUSSON, V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 23, n. 6, p. 493-502, 2010.

HSUEH, C. H. et al. Analyses of layer-thickness effects in bilayered dental ceramics subjected to thermal stresses and ring-on-ring tests. **Dental Materials**, v. 24, n. 1, p. 9-17, 2008.

HSUEH, C. H.; LUTTRELL, C. R.; BECHER, P. F. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. **Dental Materials**, v.22, n.5, p.460-469, 2006.

ISHIKAWA-NAGAI, S. et al. Developing a custom dental porcelain shade system for computer color matching. **Journal of Dentistry**, v. 41 Suppl 3, p. e3-e10, 8 2013.

ISO 6872. Dental ceramic. Geneva, Switzerland: **International Organization for Standardization**. 2008.

JOHNSTON, W. M.; KAO, E. C. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. **Journal of Dental Research**, v. 68, n. 5, p. 819-822, 1989.

JOHNSTON, W. M.; MA, T.; KIENLE, B. H. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 8, n. 1, p. 79-86, 1995.

JOSHI, G. V. et al. Contributions of stress corrosion and cyclic fatigue to subcritical crack growth in a dental glass-ceramic. **Dental Materials**, v. 30, n. 8, p. 884-890, 2014.

KANAT, B. et al. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. **Journal of Prosthodontics**, v. 23, n. 6, p. 445-455, 2014.

KARATASLI, O.; KURSOGLU, P.; CAPA, N.; KAZAZOGLU, E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. **Dental Materials Journal**, v.30, n.1, p.97-102, 2011.

KELLY, J. R. et al. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 104, n. 4, p. 228-238, 2010.

KELLY, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 81, n. 6, p. 652-661, 1999.

KELLY, J.; BENETTI, P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. **Australian Dental Journal**, v.56, p.84-96, 2011.

KELLY, J.; DENRY, I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. **Dental Materials**, v.24, n.3, p.289-298, 2008.

KELLY, J.; RUNGRUANGANUT, P.; HUNTER, B.; VAILATI, F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.104, n.4, p.228-238, 2010.

LIU, Y. et al. Fracture and interfacial delamination origins of bilayer ceramic composites for dental restorations. . **Journal of the European Ceramic Society**, v. 30, n. 6, p. 1297-1305, 2010.

LOHBAUER, U. et al. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. **Dental Materials**, v. 24, n. 1, p. 39-44, 2008.

MCLAREN, E. A.; WHITE, S. N. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. **Practical Periodontics & Aesthetic Dentistry**, v. 11, n. 8, p. 985-994; 1999.

MCLAREN, E. A.; WHITE, S.N. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crownd and fixed partial dentures. **Practical Procedures & Aesthetic Dentistry**, v.11, n.8, p.985-994, 1999.

MECHOLSKY, J. J., JR. Fracture mechanics principles. **Dental Materials**, v. 11, n. 2, p. 111-112,1995.

MECHOLSKY, J. J., JR.; FREIMAN, S. W.; RICE, R. W. Effect of grinding on flaw geometry and fracture of glass. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 60, n. 3, p. 4,1977.

MICHALSKE, T. A.; FREIMAN, S. W. A molecular mechanism for stress corrosion in vitreous silica. **Journal of the American Ceramic Society**, v. 66, n. 4, p. 284-288, 1983.

MIYAZAKI, T. et al. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. **Dental Materials Journal**, v. 28, n. 1, p. 44-56, 2009.

NOGUEIRA, A. D.; DELLA BONA, A. The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD-CAM ceramics. **Journal of Dentistry**, v. 41 Suppl 3, p. e18-23, 2013.

OH, W. S.; ANUSAVICE, K. J. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 87, n. 5, p. 536-542, 2002.

OZKURT, Z.; KAZAZOGLU, E. Clinical success of zirconia in dental applications. **Journal of Prosthodontics**, v. 19, n. 1, p. 64-68, 2010.

OZTURK, O. et al. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 100, n. 2, p. 99-106, 2008.

PELAEZ, J. et al. A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses. **International Journal of Prosthodontics**, v. 25, n. 5, p. 451-458, 2012.

PONTONS-MELO, J. C.; FURUSE, A. Y.; MONDELLI, J. A direct composite resin stratification technique for restoration of the smile. **Quintessence International**, v. 42, n. 3, p. 205-211, 2011.

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

RAIGRODKI, A. J. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.92, n.6, p.557-562, 2004.

RAIGRODSKI, A. J. et al. Clinical efficacy of veneered zirconium dioxide-based posterior partial fixed dental prostheses: five-year results. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 108, n. 4, p. 214-222, 2012.

RAIGRODSKI, A. J. et al. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 107, n. 3, p. 170-177, 2012.

RAPTIS, N. V.; MICHALAKIS, K. X.; HIRAYAMA, H. Optical behavior of current ceramic systems. **International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, v. 26, n. 1, p. 31-41, 2006.

REGAIN, J. C.; JOHNSTON, W. M. Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. **Color Research and Application**, v. 25, n. 4, p. 7, 2000.

RITTER, J. E.; JAKUS, K.; BATAKIS, A.; BANDYOPADHYAY, N. Appraisal of biaxial strength testing. **Journal of Non-Crystalline Solids**, v.38-39, p.419-424, 1980.

SAILER, I. et al. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. **Internatonal Journal of Prosthodontics**, v. 20, n. 4, p. 383-388, 2007.

SCHERRER, S. S. et al. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 mum silica-coated alumina particles. **Dental Materials**, v. 27, n. 2, p. e28-42, 2011.

SCHERRER, S. S.; DENRY, I. L.; WISKOTT, H. W. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. **Dental Materials**, v. 14, n. 4, p. 246-255, 1998.

SCHMITTER, M. et al. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 36, n. 8, p. 610-615, 2009.

SCHMITTER, M. et al. Effect on in vitro fracture resistance of the technique used to attach lithium disilicate ceramic veneer to zirconia frameworks. **Dental Materials**, v. 30, n. 2, p. 122-130, 2014.

SCHMITTER, M.; MUELLER, D.; RUES, S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. **Journal of Dentistry**, v. 40, n. 2, p. 154-162, 2012.

SCHMITTER, M.; MUELLER, D.; RUES, S. In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 40, n. 7, p. 519-525, 2013.

SHIRAKURA, A.; LEE, H.; GEMINIANI, A.; ERCOLI, C.; FENG, C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.101, n.2, p.119-127, 2009.

SHOKRY, T. E. et al. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 95, n. 2, p. 124-129, 2006.

SILVA N. R. F. A.; BONFANTE, E. A.; RAFFERTY, B. T.; ZAVANELLI, R. A.; REKOW, E. D.; THOMPSON, V. P.; COELHO, P. G. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic reliability. **Journal of Dental Research**, V. 90, n.1, p.104-108, 2011.

SORRENTINO, R. et al. Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses. **Clinical Oral Investigations**, v. 16, n. 3, p. 977-985, 2012.

STUDART, A. R. et al. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. **Dental Materials**, v. 23, n. 2, p. 177-185, 2007.

SUÁREZ, M. J.; LOZANO, J. F. L.; PAZ, M. S.; MARTÍNEZ, F. Three year clinical evaluation of in-ceram zirconia posterior FPDs. **The International Journal of Prosthodontics**, v.17, n.1, p.35-38, 2004.

TASKONAK, B. et al. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. **Dental Materials**, v. 24, n. 8, p. 1077-1082, 2008.

THOMPSON, G. A. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. **Dental Materials**, v. 16, n. 4, p. 235-243, 2000.

TIMOSHENKO, S. **Strength of materials, Part I - Elementary theory and problems**. Malabar, FL: Krieger, p.442, 1958.

VAN NOORT, R. The future of dental devices is digital. **Dental Materials**, v. 28, n. 1, p. 3-12, 2012.

VICHI, A.; FERRARI, M.; DAVIDSON, C. L. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 83, n. 4, p. 412-417, 2000.

VIGOLO, P.; MUTINELLI, S. Evaluation of zirconium oxide based ceramic single unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain fused to metal single unit posterior FDPs: A 5 year clinical prospective study. **Journal of Prosthodontics**, v.21, n.4, p.265-269, 2012.

WANG, X.; FAN, D.; SWAIN, M. V.; ZHAO, K. A. A systematic review of all-ceramic crowns: clinical fracture rates in relation to restored tooth type. **The International Journal of Prosthodontics**, v.25, n.5, p.441-450, 2012.

WEINSTEIN, M.; WEINSTEIN, L. K.; KATZ, S.; WEINSTEIN, A. Fused porcelain to metal teeth. **US Patent**, n.3052982, 1962.

WHITE, S. N. et al. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 94, n. 2, p. 125-131, 2005.

YI, Y. J.; KELLY, J. R. Failure responses of a dental porcelain having three surface treatments under three stressing conditions. **Dental Materials**, v. 27, n. 12, p. 1252-1258, 2011.

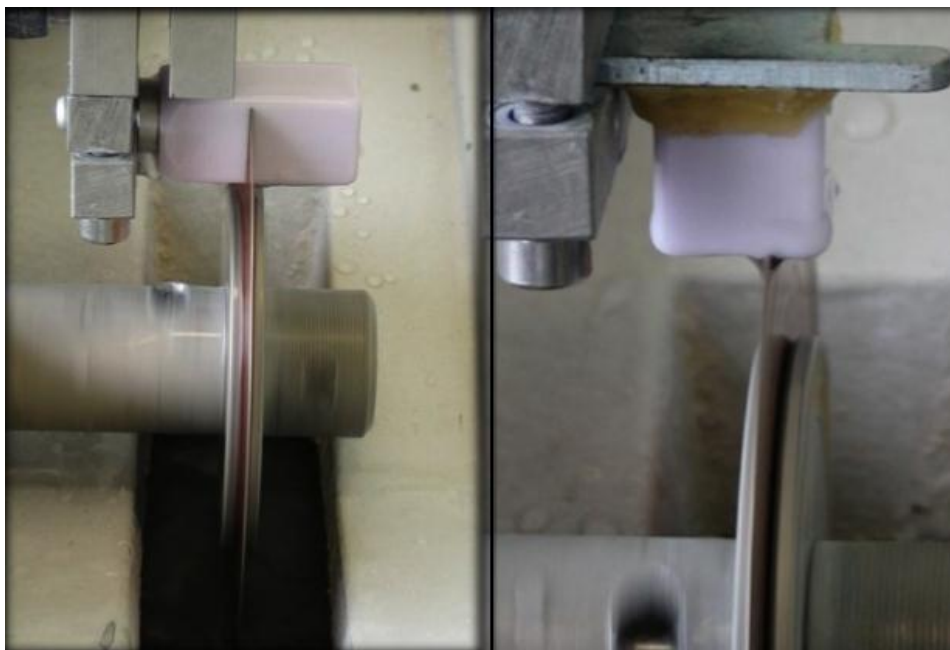
ZAHRAN, M.; EL-MOWAFY, O.; TAM, L.; WATSON, P. A.; FINER, Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. **Journal of Prosthodontics**, v.17, n.5, p.370-377, 2008.

ZHANG, Y. et al. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. **Dental Materials**, v. 29, n. 12, p. 1201-1208, 2013.

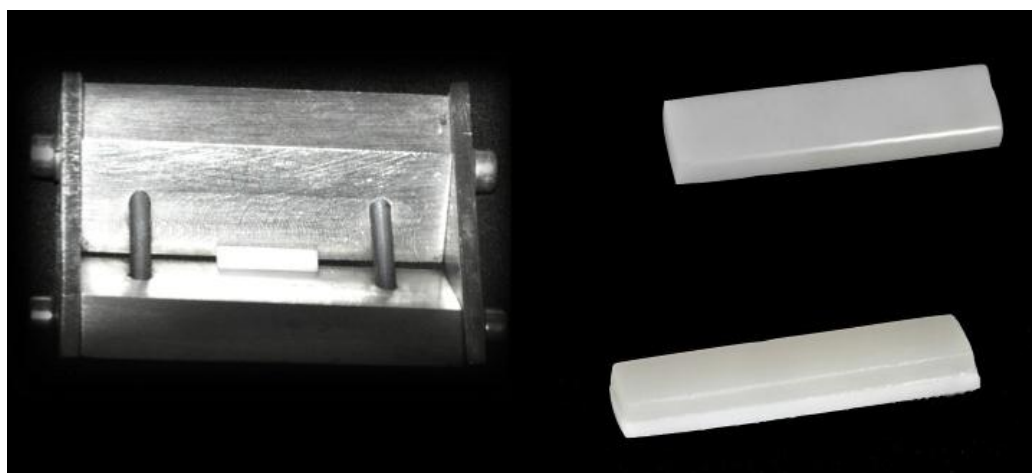
ZHANG, Y.; PAJARES, A.; LAWN, B. R. Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials**, v. 71, n. 1, p. 166-171, 2004.

Apêndices

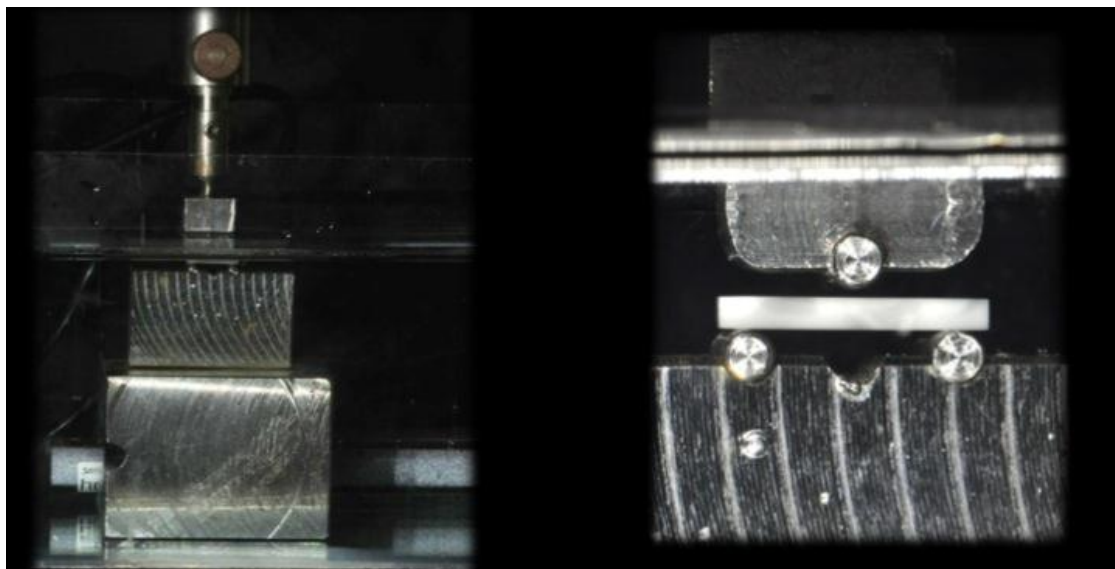
Apêndice A - Imagens ilustrativas da metodologia do Artigo 1



Corte dos blocos cerâmicos para obtenção das barras.

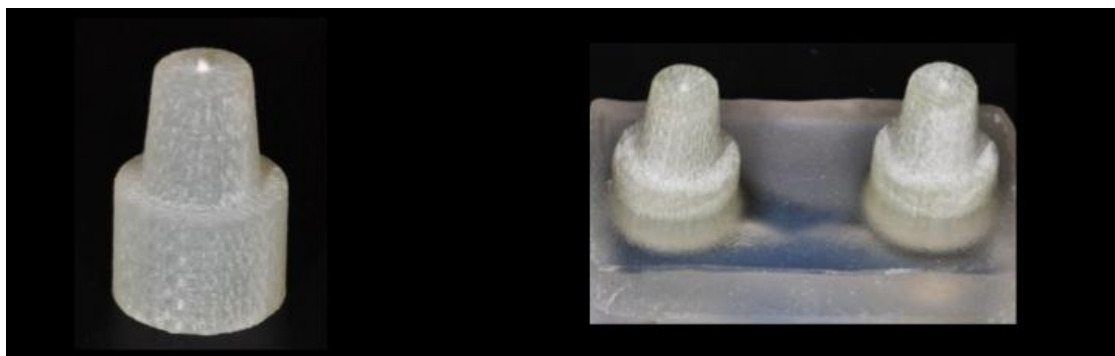


Dispositivo utilizado para realização do chanfro de 0,1 mm, seguindo as recomendações da ISO 6872:2008.



Máquina de ensaios universal utilizada para realização do teste de resistência flexural de 3 pontos

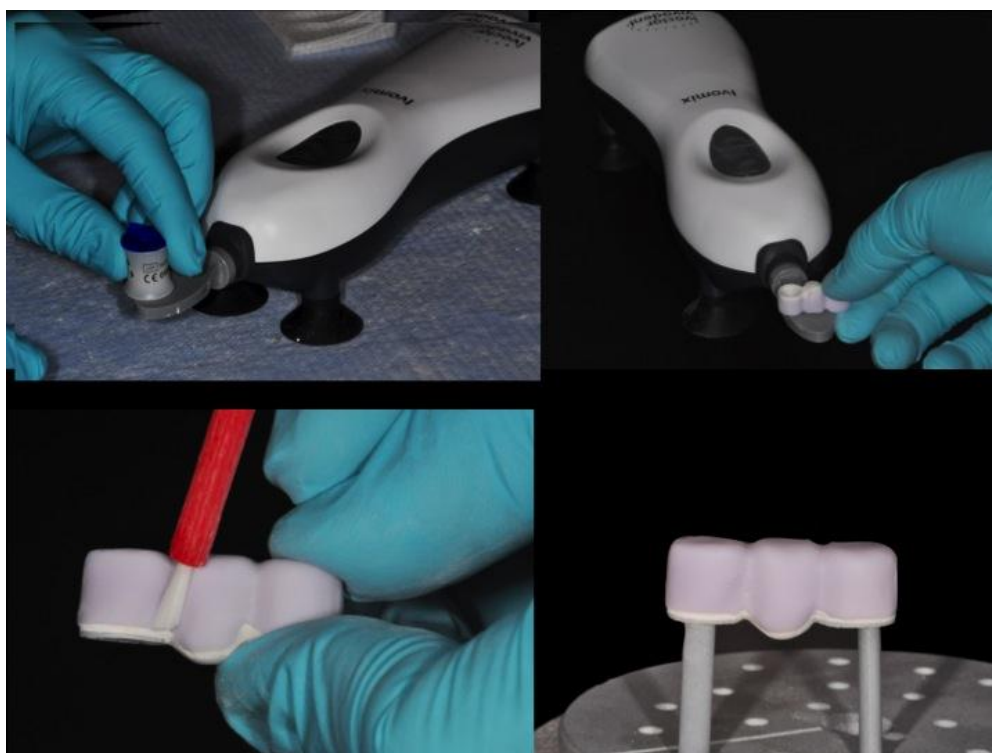
Apêndice B - Imagens ilustrativas da metodologia do Artigo 2



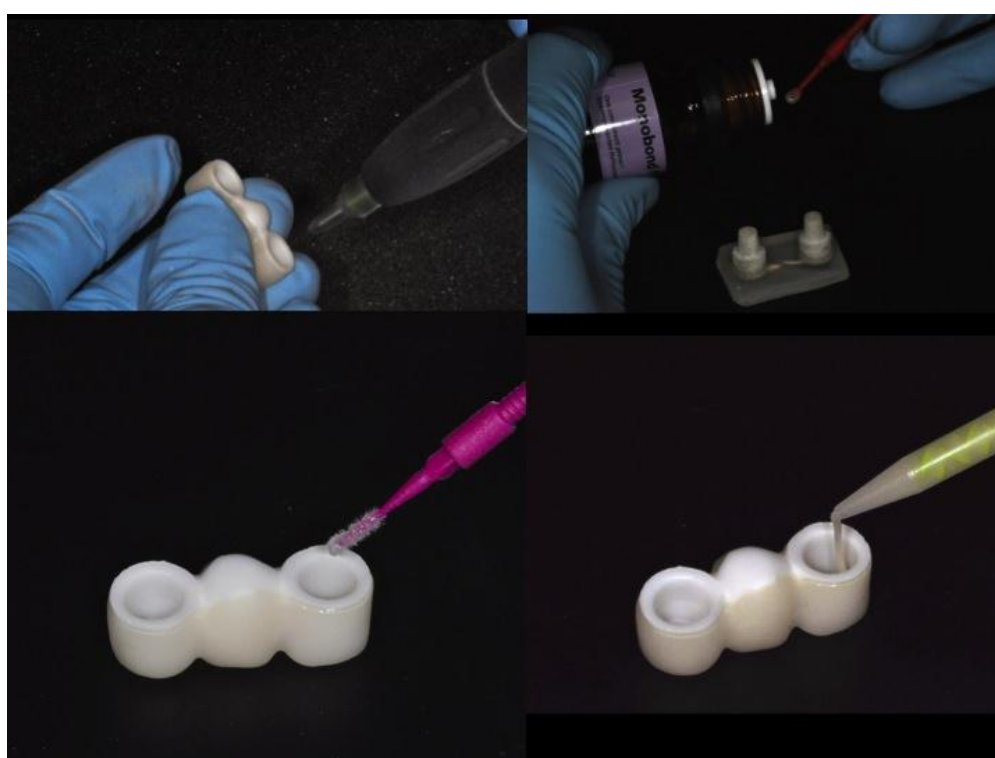
Pilares confeccionados de resina epóxica reforçada por fibras (G10)



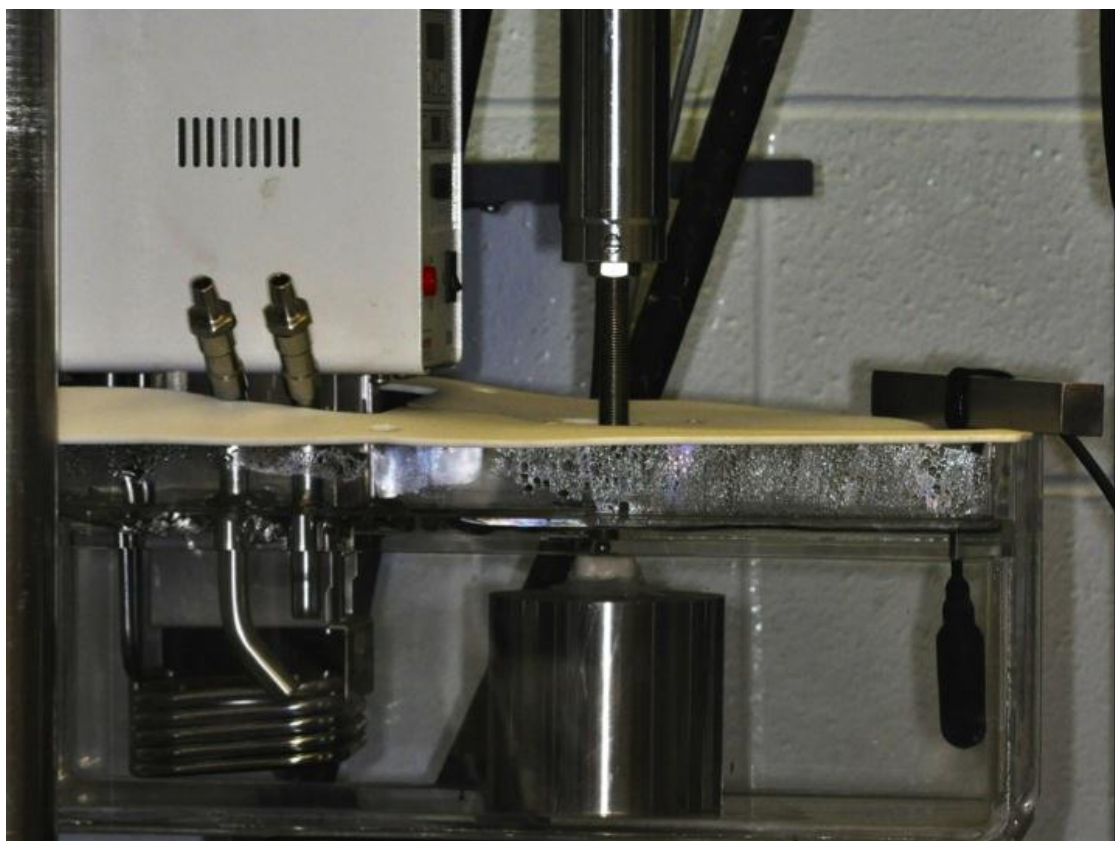
Infraestrutura (Zircônia) e cobertura (Dissilicato de Lítio).



Fusão das duas partes utilizado o vibrador (Ivomix); remoção dos excessos e sinterização.

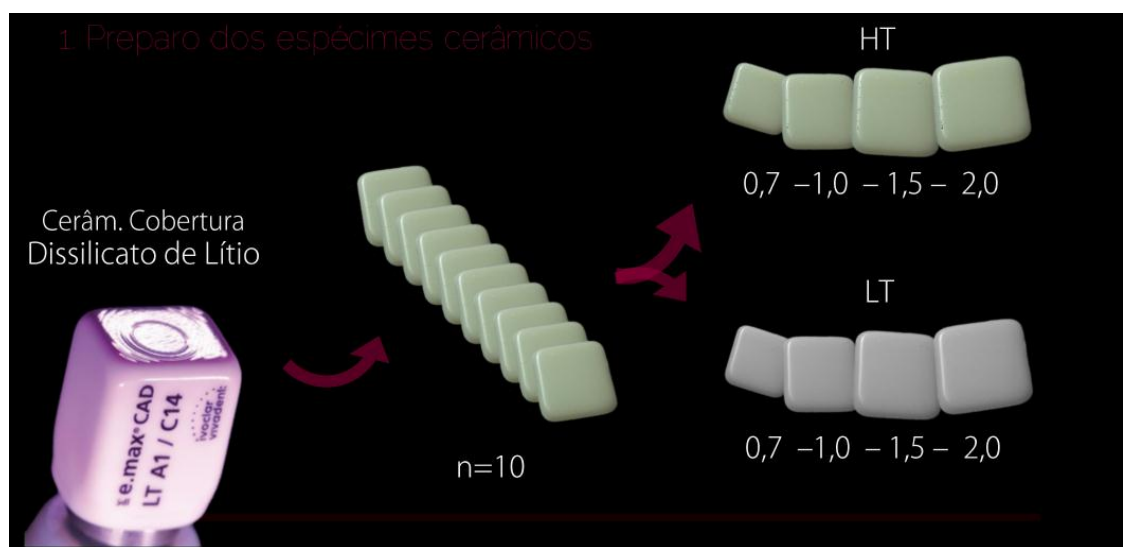


Jateamento, aplicação do silano e cimentação.

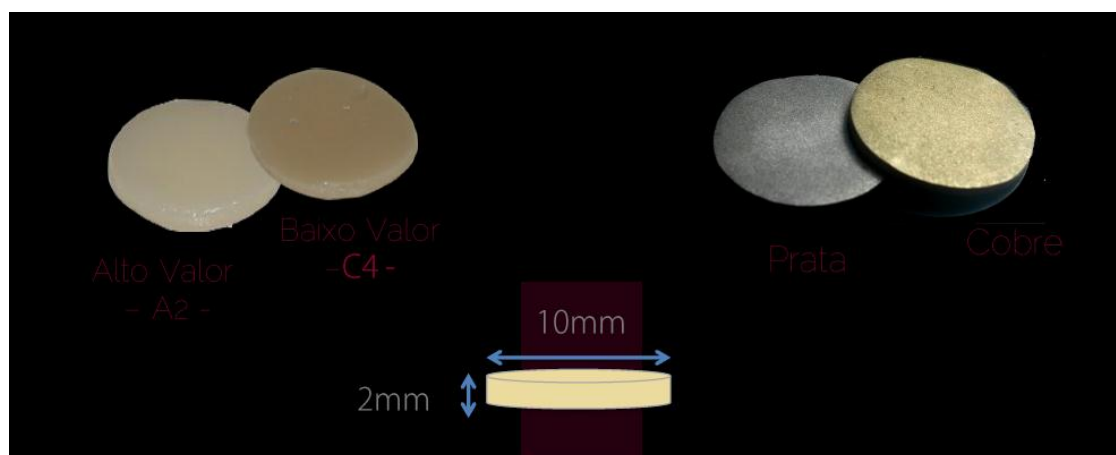


Load frame servo hidráulica utilizada para realização dos testes de compressão e step stress.

Apêndice C - Imagens ilustrativas da metodologia do Artigo 3



Preparo dos espécimes cerâmicos.



Fundos simulando substrato dental e fundos metálicos.