



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Diogo Longhini

Caracterização mecânica, microestrutural e óptica de zircônias monolíticas e dissilicato de lítio com diferentes espessuras

Araraquara

2018



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Diogo Longhini

Caracterização mecânica, microestrutural e óptica de zircônias monolíticas e dissilicato de lítio com diferentes espessuras

Tese apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia de Araraquara para obtenção do título de Doutor em Reabilitação Oral, na Área de Prótese

Orientador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo
Co-orientador: Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante

Araraquara

2018

Longhini, Diogo

Caracterização mecânica, microestrutural e óptica de zircônias monolíticas e dissilicato de lítio com diferentes espessuras / Diogo Longhini. -- Araraquara: [s.n.], 2018
68 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado em Reabilitação oral) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

Coorientador: Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante

1. Zircônio 2. Resistência dos materiais 3. Cerâmica I. Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marley C.C.Montagnoli, CRB-8/5646
Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara
Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

Diogo Longhini

Caracterização mecânica, microestrutural e óptica de zircônias monolíticas e dissilicato de lítio com diferentes espessuras

Comissão julgadora

Tese para Obtenção do grau de Doutor em Reabilitação Oral

Presidente e orientador: Prof. Dr. Gelson Luis Adabo

2º Examinador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

3º Examinador: Prof. Dr. Edson Alves de Campos

4º Examinador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

5º Examinador: Prof^a. Dr^a. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli

Araraquara, 13 de julho de 2018.

DADOS CURRICULARES

Diogo Longhini

NASCIMENTO: 04/10/1989 – Araraquara - SP

FILIAÇÃO: Cristina Maria de Lima Longhini e Geraldo Longhini Junior

2007-2011: Curso de Graduação em Odontologia

Faculdade de Odontologia de Araraquara (UNESP)

2012-2014: Curso de Mestrado em Reabilitação Oral – Área de Prótese

Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral

Faculdade de Odontologia de Araraquara (UNESP)

2013-2015: Especialização em Implantodontia

Associação Brasileira de Odontologia (ABO Araraquara)

2016-2017: Atualização em Estética com Ênfase em Restaurações Adesivas Indiretas

Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas (APCD), Regional de Araraquara

2017 – 2017: Atualização em Cirurgia Oral Menor

Fundação Araraquarense de Ensino e Pesquisa em Odontologia (FAEPO)

Dedico este trabalho...

À Deus, por sempre iluminar o meu caminho e guiar meus passos.

Aos meus pais, que com muito amor sempre me apoiaram e foram o alicerce para que eu alcançasse meus objetivos.

À minha esposa Cibele, por todo amor e carinho oferecido à mim, por toda paciência nos momentos difíceis e por toda sabedoria em me guiar em cada decisão.

Ao Prof. Dr. Gelson Luis Adabo, meu grande orientador, por toda sua dedicação à Faculdade de Odontologia de Araraquara, por todo o conhecimento disseminado aos seus alunos e por toda sua integridade, ética e honestidade.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à minha esposa Cibele. Ter te conhecido fez eu me tornar uma pessoa muito melhor, tanto no lado profissional quanto pessoal. Se por trás de todo grande homem há uma grande mulher posso dizer que só depende de mim ser grande, pois a grande mulher já encontrei. Nos casamos durante o Doutorado em 2016 em um momento difícil, mas que ao seu lado se tornou simples e fácil. Posso dizer que você fez parte de todas as etapas do Doutorado, desde os estudos para a prova de seleção, passando pela elaboração e execução dos projetos, seminários e disciplinas, momentos de alegria e de dificuldade até esta etapa de conclusão. Obrigado por todo amor, carinho e paciência que sempre teve com a minha pessoa. Por todos os conselhos dados sempre com muita sabedoria, mesmo não sendo os que eu queria ouvir no momento, mas que depois percebia que sempre era o melhor. Obrigado por dividir seus dias comigo. Obrigado por ser a mulher pela qual tenho muito orgulho de dizer que é minha família. Te amo!

Agradeço aos meus pais Geraldo e Cristina por todo amor e carinho com o qual sempre apoiaram minhas escolhas. É muito bom sentir esta confiança que vocês depositam em mim. Saibam que sempre que desanimo e penso de alguma forma em desistir eu lembro de tudo que já fizeram por mim e uma força ressurge. Quero melhorar a cada dia para que vocês tenham sempre muito orgulho de mim. Eu não chegaria até aqui sem o apoio incondicional de vocês. Estarei com vocês para o que precisarem e nunca medirei esforços para que sejam felizes. Obrigado por tudo! Amo vocês.

Agradeço também a minha irmã Renata. Na verdade, a escolha pela Odontologia foi baseada em seguir seus passos. Orgulho-me demais da pessoa que você se tornou. Torço todo dia por mais e mais conquistas em sua vida, para poder comemorar com você. Conte comigo para sempre no que precisar. Amo você!

Agradeço imensamente ao Prof. Dr. Gelson Luis Adabo. Fui seu aluno na disciplina de Materiais Dentários em 2008 e sua dedicação, postura e didática me despertaram um grande interesse acadêmico. Ao fim do ano de 2008, me candidatei ao estágio de iniciação científica na disciplina e para minha alegria em 2009 já era seu aluno. Já são 9 anos e meio de orientação e posso dizer que você, além de contribuir imensamente na minha formação acadêmica, fez parte da minha formação como pessoa. Você é um grande exemplo de professor, pai e amigo.

Aprendi e aprendo com você em cada conversa, seja formal ou informal. Obrigado por ter sido meu padrinho de casamento e por sempre ter me apoiado. Obrigado por todas as oportunidades oferecidas nestes anos. Obrigado pela grande amizade. Obrigado por ser meu orientador!

Não posso deixar de agradecer separadamente ao Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho, que é orientador da minha esposa e posso dizer que é meu também de alguma forma. Durante o mestrado você foi o responsável por despertar meu interesse clínico. Se hoje sou um clínico bom eu devo isso a você. Obrigado pelos conselhos e por me guiar em muitas decisões importantes. Você é um exemplo para mim de como ser um grande homem, além de um grande professor. Obrigado por ser meu padrinho de casamento e por exercer essa função sempre, orientando a mim e à Cibele com palavras que acalmam e motivam. Obrigado por todo o conhecimento que com maestria e com prazer você passa para seus alunos. Saiba que aqui você tem um grande amigo. Conte comigo sempre.

Agradecimentos especiais ao Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis por toda a amizade e por toda a dedicação que tem na carreira de professor. Eu, como aluno, pude aprender muito com você. Exemplo de professor, sempre alegre e disposto em ajudar e ensinar. Atento a cada detalhe, perfeccionista e uma mente sábia. Obrigado pelos anos de convivência.

Agradeço também o Prof. Edson Alves de Campos, por ter aberto as portas da FAEPO para minha pessoa e por toda ajuda com a execução da metodologia que faz parte de uma etapa ainda em andamento deste projeto. Obrigado pelo apoio, disponibilidade e humildade.

Agradeço aos meus amigos Filipe Abi Rached e Rodrigo Pereira, por todos os conselhos dados no decorrer desta pós-graduação, pelos momentos divididos e por terem contribuído para o meu crescimento pessoal. Além de amigos, são professores pelos quais tenho uma grande admiração. Espelho-me muito em vocês.

Aos meus amigos de Pós-graduação em Reabilitação Oral, com os quais dividi alguns anos de aprendizado e experiência: Camila, Amanda, Gabriel, Gabriela, Norberto, Kátia, Samira, Paula, Maria Silvia, Danny, Elkin, Aion, Stephania, Suelen, Livia, Carmélia, Guilherme, Lucas, Francesco, entre outros.

Agradeço aos alunos de iniciação científica do nosso grupo, Lucas Torres de Oliveira e Nicole Grigolatto Olenski, ambos bolsistas FAPESP e que posso chamar de meus orientados. Agradeço demais a ajuda de vocês na realização deste projeto. Obrigado pela amizade e espero que eu possa ter contribuído de alguma forma na formação de vocês.

Agradeço aos professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, por toda competência e importância em minha formação.

Aos funcionários da Pós-graduação, José Alexandre e Cristiano, pela prontidão, disponibilidade e simpatia com que sempre me atenderam.

Agradeço à Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP na pessoa de sua diretora Prof^ª. Dr^ª. Elaine Maria Sgavioli Massucato pela oportunidade profissional concedida.

Ao Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, representados pelo Chefe de Departamento Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho.

À Coordenação da Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, representada pela coordenadora Prof^ª. Dr^ª. Ana Cláudia Pavarina.

Agradeço à FAPESP pelo financiamento deste trabalho, graças à bolsa de auxílio concedida (2016/09640-0) e as bolsas de iniciação científica (2017/08411-0 e 2017/16927-7).

Agradeço à CAPES, por conceder bolsa de estudo durante todo o período de Doutorado.

Muito obrigado.

“Transportai um punhado de terra todos os dias e fareis uma montanha.”

Confúcio

Longhini D. Caracterização mecânica, microestrutural e óptica de zircônias monolíticas e dissilicato de lítio com diferentes espessuras [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2018.

RESUMO

Para eliminar a aplicação de porcelanas, zircônias com maior translucidez têm sido lançadas no mercado, que assim como o dissilicato de lítio, são indicadas para o uso monolítico. Um exemplo é a zircônia totalmente estabilizada em fase tetragonal, com maior quantidade de fase cúbica. No entanto, o comportamento mecânico, a espessura mínima indicada e a influência da espessura na translucidez destes materiais ainda são incertos. Este estudo avaliou zircônia totalmente estabilizada por ítria (Prettau Anterior), zircônia parcialmente estabilizada (Prettau) e dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) através de caracterização mecânica, além do efeito da espessura na resistência à fratura e translucidez. Resistência à flexão biaxial (RFB) e parâmetros de Weibull (n=30) foram realizados. Espécimes em forma de disco nas espessuras de 0,5 mm, 1 mm e 1,5 mm foram analisados em espectrofotômetro para avaliação da translucidez. Posteriormente foram cimentados em substrato de resina epóxi para o ensaio de resistência à fratura (RF) e parâmetros de Weibull (n=30). Para caracterização microestrutural foi utilizado Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). Os valores de RFB (MPa) foram: $683,0 \pm 70,23$ para Prettau, $438,6 \pm 64,1$ para Prettau Anterior e $248,6 \pm 37,3$ para IPS e.max CAD. ANOVA à um fator para RFB mostrou significância ($p < 0,001$) e pós-teste de Tukey indicou diferença entre todas as cerâmicas. Houve diferença estatística significativa na resistência característica, mas no módulo de Weibull não. ANOVA à dois fatores para RF e para translucidez foi significativa para cerâmica ($p < 0,001$), espessura ($p < 0,001$) e interação ($p < 0,001$). Para RF não houve diferença entre as cerâmicas na espessura de 0,5 mm. Prettau obteve os maiores valores de RF em 1 mm e 1,5 mm. IPS e.max CAD de 1,5 mm exibiu maior RF que Prettau Anterior. Para translucidez dissilicato de lítio foi o mais translúcido, seguido de Prettau Anterior e depois Prettau. No entanto, foi encontrada similaridade estatística entre Prettau Anterior e Prettau de 0,5 mm, Prettau Anterior de 1 mm e dissilicato de lítio de 1,5 mm e Prettau 1 mm e dissilicato de lítio 1,5 mm. Prettau de 1,5 mm foi o grupo menos translúcido. Imagem de MEV para dissilicato de lítio apresentou estrutura cristalina de formato típico de agulha. Prettau Anterior apresentou grãos notavelmente maiores que Prettau. Concluiu-se que Prettau tem a maior resistência mecânica e menor translucidez, mas quando cimentado sobre um substrato, os espécimes de 0,5 mm se comportaram de maneira similar as outras cerâmicas nessa mesma espessura. Apesar da menor RFB, IPS e.max CAD teve RF similar ou superior a Prettau Anterior quando cimentado em substrato. Com valores inferiores de translucidez e resistência mecânica próxima em relação ao dissilicato de lítio pode-se concluir que mais análises são necessárias para uma melhor indicação da zircônia totalmente estabilizada por ítria.

Palavras – chave: Zircônio. Resistência dos materiais. Cerâmica.

Longhini D. Mechanical, microstructural and optical characterization of monolithic zirconia and lithium disilicate with different thicknesses [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2018.

ABSTRACT

In order to eliminate the porcelain veneering, high translucency Y-TZP has been introduced on the market, which as well as lithium disilicate, were developed for monolithic indication. One example is the fully stabilized zirconia, with greater amount of cubic phase. However, the mechanical behavior, the minimum thickness recommended and the influence of the thickness on the translucency of these materials are still uncertain. This study assessed the fully stabilized zirconia (Prettau Anterior), the partially stabilized zirconia (Prettau) and the lithium disilicate (IPS e.max CAD) through mechanical characterization, besides the effect of thickness on fracture load and translucency. Biaxial flexural strength (BFS) and Weibull parameters (n=30) were performed. Disk-shaped specimens with thicknesses of 0.5 mm, 1 mm, and 1.5 mm were analyzed in spectrophotometer to evaluation of translucency. After, they were cemented on an epoxy-resin substrate for the fracture load static test (FLST) and Weibull statistics (n=30). To microstructural characterization, Scanning Electron Microscopy (SEM) was used. The BFS values (MPa) were: 683.0 ± 70.23 to Prettau; 438.6 ± 64.1 to Prettau Anterior, and 248.6 ± 37.3 to IPS e.max CAD. One-way ANOVA for BFS was significant ($p < .001$), and Tukey's post hoc test showed differences among all ceramics. There was statistical difference in characteristic strength, but there was no difference in Weibull modulus. Two-way ANOVA for FLST and for translucency was significant for ceramic ($p < .001$), thickness ($p < .001$), and interaction ($p < .001$). To FLST, there was no difference among all ceramics at the 0.5 mm thickness. Prettau had higher FLST values for the 1.0 and 1.5 mm. IPS e.max CAD of 1.5 mm exhibited a higher FLST than Prettau Anterior. For translucency, lithium disilicate was the most translucent, followed by Prettau Anterior and then Prettau. However, statistical similarity was found between Prettau Anterior and Prettau of 0.5 mm, Prettau Anterior of 1 mm and lithium disilicate of 1.5 mm and Prettau 1 mm and 1,5 mm. Prettau of 1.5 mm was the least translucent group. SEM image for lithium di-silicate showed typical needle-like crystal structure. Prettau Anterior showed remarkably larger grains than Prettau. It was concluded that Prettau has the highest mechanical strength and lower translucency, but when cemented on a substrate, the 0.5 mm specimens behaved similarly to other ceramics in the same thickness. Despite the lower BFS, IPS e.max CAD had FLST similar or higher than Prettau Anterior when cemented in a substrate. With lower values of translucency and near mechanical resistance in relation to lithium disilicate it can be concluded that further analyzes are necessary for a better indication of fully stabilized zirconia.

Keywords: Zirconium. Material resistance. Ceramics.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 PROPOSIÇÃO	16
2.1 Objetivos Específicos	16
3 REVISÃO DA LITERATURA	17
4 MATERIAL E MÉTODO	42
4.1 Caracterização dos Materiais Utilizados	43
4.1.1 Confeção dos corpos-de-prova de zircônia	43
4.1.2 Confeção dos corpos-de-prova de dissilicato de lítio	44
4.1.3 Ensaio de resistência à flexão biaxial	45
4.1.4 Parâmetros de Weibull	46
4.1.5 Microscopia eletrônica de varredura	47
4.2 Resistência à Fratura de Espécimes de Zircônia Monolítica e Dissilicato de Lítio com Diferentes Espessuras	47
4.2.1 Confeção dos corpos-de-prova de zircônia	47
4.2.2 Confeção dos corpos-de-prova de dissilicato de lítio	48
4.2.3 Obtenção do substrato de resina epóxi	48
4.2.4 Cimentação dos discos no substrato de resina epóxi	48
4.2.5 Ensaio de resistência à fratura	50
4.3 Análises em Espectrofotômetro	51
5 RESULTADO	52
5.1 Ensaio de Resistência à Flexão Biaxial e Parâmetros de Weibull	52
5.2 Microscopia Eletrônica de Varredura	52
5.3 Resistência à Fratura	54
5.4 Translucidez	56
6 DISCUSSÃO	58
7 CONCLUSÃO	62
REFERÊNCIAS	63

1 INTRODUÇÃO

A zircônia parcialmente estabilizada por ítria (Y-TZP) como infraestrutura tem sido cada vez mais utilizada, tanto em restaurações anteriores como posteriores¹, unitárias ou múltiplas², devido às suas propriedades mecânicas superiores em relação às demais cerâmicas dentárias, bem como por sua excelente biocompatibilidade^{3,4}. Devido à baixa translucidez da zircônia, as restaurações confeccionadas com este sistema são usualmente recobertas com porcelanas feldspáticas para um melhor resultado estético⁵⁻⁹, uma vez que estas conseguem mimetizar de forma adequada as características ópticas da dentição natural. No entanto, a fratura coesiva ou lascamento da porcelana de cobertura é uma das principais causas de insucesso deste sistema totalmente cerâmico^{3,10-16}, sendo relatadas taxas de 15,2% em 5 anos¹⁷, 10% em 4 anos¹⁸ e 14,5% em 5 anos¹⁹. Estes lascamentos são atribuídos principalmente às tensões residuais geradas nas porcelanas devido a diferença das propriedades térmicas entre zircônia e porcelana e a distribuição destas tensões residuais durante o resfriamento pós-sinterização da porcelana^{11,16,20,21}. Em virtude dos maiores índices de lascamentos da porcelana de cobertura e da menor sobrevivência quando comparadas às metalocerâmicas, duas revisões sistemáticas envolvendo coroas²² e próteses parciais fixas (PPF)¹⁹ em Y-TZP e outros materiais cerâmicos sugeriram que as coroas e PPFs com infraestrutura em Y-TZP não deveriam ser indicadas como primeira opção de tratamento.

Um meio de se contornar este tipo de falha seria o uso de sistemas monolíticos, dispensando a aplicação de porcelana de cobertura. No entanto, zircônias utilizadas para infraestrutura tem alta opacidade, explicada pela birrefringência própria do material, ou seja, o cristal da zircônia tetragonal, de natureza anisotrópica, faz com que o cristal reflita luz em diferentes direções²³, o que limita seu uso nesta função. Assim, zircônias com características estéticas melhoradas para indicação de uso monolítico foram desenvolvidas e introduzidas no mercado odontológico, apresentando maior translucidez e mais opções de cores²⁴, sendo conhecidas por translúcidas²⁵. A translucidez é essencial para uma mimetização dentária a fim de se obter uma aparência natural^{26,28}. Esta propriedade é determinada pela quantidade de luz que é absorvida, transmitida ou refletida^{26,27} e é dependente da quantidade de dispersão de luz na interface e no material de corpo, sendo os poros, as fases secundárias, inclusões e grãos com diferentes orientações cristalográficas as principais fontes para esta dispersão²⁹. Nas zircônias parcialmente estabilizadas por ítria, a natureza anisotrópica dos cristais tetragonais e monoclinicos faz com que a luz se espalhe em diferentes direções, o que cria uma descontinuidade de índice de refração nos limites dos grãos, uma vez que os grãos adjacentes

não apresentam a mesma orientação cristalográfica, resultando em dispersão óptica²³. A dispersão de luz subsuperficial para tecidos duros é de especial importância para a mimetização dentária²⁸.

Uma maneira de melhorar a translucidez da zircônia parcialmente estabilizada por ítria é através do aumento do tamanho dos grãos, que levam a menor dispersão óptica pelos seus limites, uma vez que haverá menos limites intergranulares quando comparado aos grãos menores^{30,31}. Temperaturas de sinterização mais elevadas geram grãos maiores, melhorando a translucidez³⁰, no entanto, o grão torna-se mais susceptível a degradação em baixas temperaturas³². Impurezas, poros e defeitos também podem levar a dispersão óptica^{23,30}, tornando o material mais opaco. Um exemplo de impureza é a alumina, adicionada na composição da zircônia para melhorar a densidade e prevenir a degradação em baixas temperaturas^{33,34}. Como a alumina atua como uma fonte de espalhamento de luz, o que pode gerar dispersão óptica e diminuição da translucidez²³, uma estratégia empregada para melhorar esta propriedade óptica seria a redução da concentração ou eliminação da alumina presente na zircônia ou sua substituição por outro dopante^{23,30}. Apesar de alguns produtos optarem por esta estratégia a melhoria na translucidez não é significativa. Uma importante questão a ser estudada é a influência destas alterações microestruturais nas propriedades mecânicas destas zircônias.

Outra estratégia para melhorar a translucidez é o uso de zircônia tetragonal totalmente estabilizada por ítria. Recentemente, alguns fabricantes adicionaram concentrações de ítria maiores do que 8% em mol, aumentando a fase cúbica do material³⁵, o que o torna mais translúcido. Um exemplo de zircônia totalmente estabilizada por ítria é a Prettau Anterior (Zirkonzahn), indicada para o uso na região anterior, com concentração de até 12%³⁶. Esta maior translucidez pode estar relacionada principalmente ao índice de refração isotrópico e a ausência de dispersão de luz por birrefringência nos limites de grãos cúbicos, diferente do que ocorre nas zircônias parcialmente estabilizadas por ítria²³. Um fator importante observado recentemente em um estudo do nosso grupo é que esta zircônia totalmente estabilizada por ítria apresenta menor resistência à flexão que a zircônia parcialmente estabilizada, além de não possuir transformação martensítica mesmo após ciclagem mecânica³⁷, como acontece nos demais tipos de zircônias^{6,38}, confirmando a estabilidade cristalográfica desse material. Outros estudos também mostraram que a zircônia totalmente estabilizada (zircônia cúbica) não apresenta transformação martensítica nem propriedades mecânicas superiores³⁹⁻⁴¹. Esta diminuição ou completa ausência de grãos tetragonais pode limitar sua aplicação em situação de alto estresse mecânico⁴¹, o que sugere que mais investigações sejam realizadas para uma

melhor caracterização da performance clínica deste tipo de zircônia²⁸, uma vez que a alta translucidez torna este material promissor para atuação em área estética²⁸.

Uma grande vantagem dos sistemas monolíticos é a possibilidade de preparos minimamente invasivos^{1,42}, devido ao reduzido espaço requerido, principalmente em comparação com restaurações recobertas com porcelana², o que ajuda na redução de agressão e demais riscos aos quais dentes vitais são expostos durante o preparo^{1,43}, além de permitir maior altura de parede axial⁴⁴. Outra vantagem seria a quantidade de luz capaz de passar pelo material aumentando o grau de conversão de cimentos resinosos²⁸. Desta forma, seria sempre interessante a escolha de um material em menor espessura. No entanto, ainda há incertezas acerca da espessura mínima para restaurações com zircônia com maior grau de translucidez^{1,43,45-48}. Sun et al.⁴³, observaram que as coroas de zircônia monolítica Y-TZP com espessura de 1 mm apresentaram valores equivalentes de resistência à fratura em comparação às coroas metalocerâmicas com 1,5 mm de espessura. Em outro estudo, coroas de zircônia monolítica de 0,6 mm apresentaram carga de fratura comparáveis a coroas de dissilicato de lítio monolítico de 1,5 mm⁴⁸, valor recomendado para espessura mínima de coroas de dissilicato de lítio em coroas posteriores⁴⁹. Ozer et al.⁴² concluíram que a zircônia pode suportar forças mastigatórias tanto em espessura de 0,8 mm quanto em 1,3 mm. Recentemente, alguns estudos apontaram que coroas monolíticas de zircônia Y-TZP com espessura oclusal de 0,5 mm apresentam resistência suficiente para serem usadas na região de molar^{44,50}. No entanto, estes estudos foram conduzidos com zircônias translúcidas parcialmente estabilizadas por ítria^{1,43,44,48,50}, as quais são menos translúcidas que as zircônias totalmente estabilizadas por ítria.

Por sua vez, considerando as diferenças na microestrutura e nas propriedades mecânicas da zircônia totalmente estabilizada por ítria, como é o caso da Prettau Anterior, os achados obtidos para a zircônia parcialmente estabilizada por ítria não deveriam ser extrapolados para essa nova categoria de material. As cerâmicas à base de dissilicato de lítio, que apresentam maior translucidez, resistência mecânica satisfatória⁵¹ e simplicidade de técnica⁴⁵, são as mais populares para uso monolítico, apresentando 100 % de taxa de sobrevivência após 2 anos de uso clínico para coroas unitárias⁵². No entanto, suas taxas de sobrevivência para próteses fixas não ultrapassam os 84% após 2 anos e 78,1% após 5 anos de acompanhamento clínico, limitando assim a previsibilidade de sucesso neste tipo de restauração⁵². Assim, já está estabelecido que o dissilicato de lítio é um material menos resistente e demanda maior espessura para atender às exigências mecânicas da mastigação^{51,53,54}. Desta forma, abre-se a oportunidade de se realizar preparos mais conservadores empregando reduzida espessura de zircônia

totalmente estabilizada por ítria, o que proveria resistência, e talvez translucidez, equivalente à do dissilicato de lítio.

O sucesso clínico das cerâmicas é dependente da resistência mecânica⁸. De acordo com a norma ISO 6872:2015⁵⁵, a resistência à flexão é o teste selecionado para avaliação mecânica de materiais cerâmicos, uma vez que está principalmente indicado para materiais friáveis. No entanto, ensaios mecânicos para cerâmicas apresentam distribuição assimétrica, em uma ampla gama de valores de tração, devido ao efeito de defeitos internos, como poros e inclusões⁵⁶. Quanto mais disperso os valores de estresse, menos confiável é o material⁵⁶. Uma maneira de avaliar a confiabilidade é através do cálculo do módulo de Weibull e da resistência característica⁵⁶. Os parâmetros de Weibull (módulo de Weibull e resistência característica) determinam a distribuição da tensão de ruptura. O módulo de Weibull (m), ou parâmetro de forma, é um critério importante na determinação da confiabilidade de materiais cerâmicos, pois trata estatisticamente os valores de resistência mecânica permitindo relacionar a probabilidade acumulada de fratura do material à resistência mecânica. Quanto maior o valor de “ m ”, menos dispersos são os valores de resistência mecânica, ou seja, tem-se um material mais homogêneo e mais confiável. Já a resistência característica (σ_0), ou parâmetro de escala, representa o valor de resistência do material quando existe uma probabilidade de fratura de 63,21%. Os parâmetros de escala e de forma correspondem, respectivamente, ao valor médio e o desvio padrão de um material que segue uma distribuição Gaussiana⁵⁷.

Além da caracterização mecânica apenas com a cerâmica, é importante entender seu comportamento em uma simulação funcional. Restaurações totalmente cerâmicas são cimentadas sobre um substrato dental, obtendo comportamento de um corpo único (cerâmica/cimento/dente), cuja performance mecânica pode ser modulada pelo módulo de elasticidade do material, propriedades do cimento, adesão ao substrato e espessura da restauração⁵⁸.

Em vista desta complexa combinação de fatores que não envolvem simplesmente resistência mecânica, mas uma busca de estética aceitável, a investigação do efeito de diferentes espessuras de cerâmicas monolíticas tanto nas propriedades mecânicas como ópticas ainda é uma lacuna a ser estudada.

2 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como objetivo caracterizar mecanicamente e microestruturalmente uma zircônia parcialmente estabilizada por ítria, uma zircônia totalmente estabilizada por ítria e um dissilicato de lítio, avaliando o comportamento mecânico nas espessuras de 0,5 mm, 1 mm e 1,5 mm quando cimentados sobre substrato de resina epóxi, além de avaliar a influência da espessura da cerâmica na translucidez destes materiais.

2.1 Objetivos Específicos

- Mensurar a resistência à flexão biaxial da zircônia Prettau, zircônia Prettau Anterior, dissilicato de lítio IPS e.max CAD e calcular o módulo de Weibull pelos valores de resistência à flexão, para obtenção da confiabilidade e probabilidade de falha dos materiais;
- Caracterizar os materiais do estudo microestruturalmente através de análises de microscopia eletrônica de varredura;
- Avaliar translucidez dos materiais do estudo variando as espessuras (0,5 mm, 1 mm e 1,5 mm);
- Mensurar a resistência à fratura de espécimes de zircônia Prettau, zircônia Prettau Anterior e dissilicato de lítio IPS e.max CAD em diferentes espessuras (0,5 mm, 1 mm e 1,5 mm) cimentados sobre substrato de resina epóxi e calcular o módulo de Weibull pelos valores de resistência à fratura, para obtenção da confiabilidade estrutural e probabilidade de falha dos materiais.

3 REVISÃO DA LITERATURA

White et al.⁵, em 2005, investigaram a resistência à flexão de 8 configurações de barras de zircônia e porcelana feldspática (Lava Ceram para cobertura), sendo uma apenas com zircônia e uma apenas com porcelana. O módulo de elasticidade dos materiais foi mensurado pelo método acústico e a resistência à flexão através do ensaio de flexão em 3 pontos. Barras com a porcelana na superfície de tração (porcelana para baixo) registraram média de resistência à flexão de 77 a 85 MPa enquanto as que continham zircônia na superfície de tração (zircônia para baixo) registraram uma média de 636 a 786 MPa. A propagação da trinca geralmente envolveu a interface porcelana zircônia bem como o corpo da porcelana e a zircônia. Os módulos de elasticidade encontrados foram $70,7 \pm 0,6$ GPa e $224 \pm 0,8$ GPa, para porcelana de cobertura e zircônia, respectivamente. Nos espécimes que continham a porcelana sob tração, a propagação de trinca ocorreu lateralmente até alcançar a zircônia. Isso pode levar a duas explicações: maior habilidade da zircônia em resistir à propagação de trincas, ou pode indicar pobre adesão da zircônia à porcelana.

Em 2007, Sailer et al.¹⁷ determinaram as taxas de sucesso de próteses fixas posterior com infraestrutura em zircônia depois de 5 anos de observação clínica. Vinte e sete pacientes com 33 próteses fixas com infraestrutura em zircônia foram examinadas depois de um período médio de observação de $53,4 \pm 13$ meses. Onze pacientes com 17 próteses fixas foram perdidos no acompanhamento futuro. Após 3 anos de retorno, 7 próteses de 7 pacientes tiveram que ser trocadas porque não estavam clinicamente aceitáveis devido a complicações biológicas e técnicas. Após 5 anos de observação clínica, 12 próteses de 12 pacientes foram substituídas. Uma prótese de 5 elementos fraturou como resultado de trauma após 38 meses. A taxa de sucesso para a infraestrutura em zircônia foi de 97,8%. No entanto, a taxa de sobrevivência foi de 73,9% devido a outras complicações. Cáries secundárias foram encontradas em 21,7% das próteses fixas e o lascamento da porcelana de cobertura em 15,2%. Concluíram que a zircônia oferece estabilidade suficiente como material de infraestrutura para próteses fixas posteriores contendo de 3 a 4 elementos e pode ser utilizada para substituição de molares e pré-molares perdidos. A adaptação da infraestrutura e porcelanas de cobertura, no entanto, devem ser melhoradas.

Sailer et al.¹⁴, em 2007, fizeram uma revisão sistemática de literatura com o objetivo de avaliar as taxas de sobrevivência e incidências de complicações nas próteses fixas confeccionadas com sistemas totalmente cerâmicos. Além disso, buscaram comparar com as próteses fixas confeccionadas com sistemas metalocerâmicos. Foi utilizado o sistema eletrônico

MEDLINE e Dental Global Publication Research System (Dental GPRS), além da pesquisa manual para procurar por estudos prospectivos e retrospectivos de sistemas totalmente cerâmicos e metalocerâmicos com uma média de no mínimo 3 anos de acompanhamento. A avaliação dos estudos identificados e a abstração de dados foi realizada de forma independente por 3 revisores. As taxas de falha foram analisadas utilizando modelos de regressão de Poisson para obter estimativas de proporções de longevidade de 5 anos. Taxas de sobrevivência em 5 anos foram significativamente mais baixas para os sistemas totalmente cerâmicos quando comparados as próteses metalocerâmicas. A razão mais frequente para falha das próteses fixas com cerâmicas vítreas e cerâmicas infiltradas com vidro foi a fratura na prótese, seja na infraestrutura ou na porcelana de cobertura. No entanto, quando a zircônia foi utilizada como material de infraestrutura, as razões para falha foram principalmente complicações biológicas (cáries e perda de vitalidade pulpar) e técnicas (falta de retenção).

Pjetursson et al.¹², em 2007, avaliaram as taxas de sobrevivência de 5 anos de coroas unitárias totalmente cerâmicas através de uma revisão sistemática de literatura e compararam as taxas de sobrevivência com as coroas metalocerâmicas. Além disso, descreveram a incidência de complicações biológicas e técnicas. Foi utilizado o sistema eletrônico MEDLINE e Dental Global Publication Research System (Dental GPRS), além da pesquisa manual para procurar por estudos prospectivos e retrospectivos de coroas totalmente cerâmicas e metalocerâmicas com uma média de no mínimo 3 anos de acompanhamento. Os pacientes tinham que ter sido examinados clinicamente na visita de acompanhamento. A avaliação dos estudos identificados e a abstração de dados foi realizada de forma independente por 2 revisores. As taxas anuais de falha foram analisadas utilizando modelos de regressão de Poisson para obter estimativas de proporções de longevidade de 5 anos. Em metanálise, a taxa de sobrevivência de 5 anos foi estimada em 93,3% para coroas totalmente cerâmicas e 95,6% para metalocerâmicas. Todas as coroas totalmente cerâmicas foram analisadas de acordo com o material utilizado. Coroas com alumina (Procera) apresentaram as mais altas taxas de sobrevivência de 5 anos, sendo de 96,4%, acompanhada de cerâmicas vítreas reforçadas (Empress) e coroas InCeram, com taxas de 95,4% e 94,5%, respectivamente. Uma taxa de sobrevivência significativamente menor de 87,5% foi calculada para coroas com cerâmica vítrea após 5 anos. Todas as coroas totalmente cerâmicas foram também agrupadas e analisadas conforme a localização na boca. Em todos os casos, coroas posteriores apresentaram menores taxas de sobrevivência. Além disso, para coroas de cerâmica vítrea (84,4%) e coroas InCeram (90,4%), esta diferença alcançou significância estatística. Baseado nesta revisão sistemática,

coroas totalmente cerâmicas, quando em dentes anteriores, apresentaram taxas de sobrevivência semelhantes as coroas metalocerâmicas.

Donovan¹⁰, em 2008, descreveu fatores que são essenciais para o sucesso quando se utiliza de sistemas totalmente cerâmicos. Atenção precisa para os detalhes da preparação do dente, design e localização da margem cervical, gerenciamento de tecidos moles e moldagem são cruciais para o sucesso. Corretos protocolos de cimentação são importantes para o sucesso à longo prazo. Evidências têm revelado que o sistema totalmente cerâmico não deveria ser utilizado em região de molares devido à alta probabilidade de fracasso. No entanto, relatou que alguns sistemas podem fornecer resultados estéticos superiores comparados com próteses metalocerâmicas e coroas com zircônia como infraestrutura é o sistema totalmente cerâmico mais resistente.

Fisher et al.⁸, em 2008, tiveram como objetivo avaliar a resistência à flexão das porcelanas de cobertura. Para isso, utilizaram de 10 diferentes porcelanas de cobertura para zircônia (grupo teste) e 3 para metal (grupo controle). O ensaio de flexão em 3 pontos no grupo teste variou de $77,8 \pm 8,7$ MPa e $106,6 \pm 12,5$ MPa, sem nenhuma diferença estatística significativa. No grupo controle variou de $93,3 \pm 13,5$ MPa a $149,4 \pm 20,5$ MPa. No ensaio de flexão em 3 pontos do grupo teste os valores de resistência à flexão foram similares às duas porcelanas do grupo controle. A resistência à flexão no teste biaxial variou entre $69,1 \pm 4,8$ MPa e $101,4 \pm 10,5$ MPa no grupo teste, tendo 3 grupos homogêneos. No grupo controle, variou sua resistência à flexão entre $93,4 \pm 10,0$ MPa e $141,2 \pm 11,6$ MPa. No ensaio de flexão em 4 pontos, os valores de resistência à flexão variaram de $59,5 \pm 6,2$ MPa à $89,2 \pm 9,5$ MPa, tendo 5 grupos homogêneos. No grupo controle, os valores variaram de $82,7 \pm 8,5$ MPa a $116,9 \pm 9,8$ MPa. O fato de os valores de resistência à flexão encontrados para as porcelanas de cobertura para zircônia serem da mesma ordem dos valores encontrados para porcelanas para infraestrutura em metal podem ser que a resistência das porcelanas de cobertura não é um fator limitante para a longevidade clínica destes sistemas totalmente cerâmicos. Além disso, concluiu-se que o ensaio de flexão em 4 pontos apresentou valores significativamente menores que os obtidos no ensaio de flexão em 3 pontos. O ensaio biaxial apresentou valores de resistência à flexão, em geral, variando entre os valores encontrados no ensaio em 4 pontos e o ensaio em 3 pontos.

Uma tendência geral dos sistemas totalmente cerâmicos é usar uma porcelana de cobertura com coeficiente de expansão térmica (CET) ligeiramente menor que o da infraestrutura, para que ocorra um estresse de compressão na porcelana de cobertura, visando aumentar sua resistência. Esta técnica é bem aceita para o sistema metalocerâmico. No entanto, existem algumas preocupações em relação ao uso deste conceito para o sistema totalmente

cerâmico. Assim, Aboushelib et al.⁷, em 2008 buscaram determinar a influência de um pré-estresse, ocorrido durante a variação do coeficiente de expansão térmico, na performance mecânica deste sistema. Para isso, utilizaram duas marcas comerciais de porcelana de cobertura com CET menor que o da zircônia (NobelRondo zirconiaTM e Lava CeramTM) e uma porcelana de cobertura experimental com CET idêntico ao da zircônia. Os discos bicamada foram submetidos ao ensaio de flexão biaxial com a porcelana de cobertura em tração. Os estresses durante a aplicação da carga e durante a variação do CET foram calculados matematicamente usando análise fractográfica, e análise de elemento finito. A estatística foi realizada através de ANOVA e de teste de Tukey. A maior carga aplicada até fratura foi obtida com a porcelana de cobertura experimental (64 N), onde a incompatibilidade térmica foi mínima. Para as duas porcelanas de cobertura comerciais a magnitude da incompatibilidade localizada na interface zircônia-porcelana (42 MPa) excedeu a resistência de união entre os dois materiais, resultando em delaminação durante o teste (50 MPa). Dados da fractografia (dimensões e origem da trinca e carga para fratura) e da análise com elemento finito determinaram estresses devido à carga de fratura e estresse global devido à combinação linear da carga de fratura e incompatibilidade térmica de CETs. Nos discos preparados com as porcelanas de cobertura comerciais (que tem CET menor que o da zircônia), a origem da trinca foi na interface zircônia/porcelana, gerando delaminação. Já a porcelana experimental apresentou a origem da trinca na superfície inferior da porcelana. As duas porcelanas falharam com carga significativamente menor à porcelana experimental, indicando que a influência do pré-estresse na interface zircônia-porcelana em combinação com a carga aplicada resultou em falha de delaminação antes de os corpos-de-prova alcançarem sua carga de fratura teórica. Assim, concluiu-se que para sistemas totalmente cerâmicos é recomendado que a incompatibilidade térmica entre os materiais seja a mínima possível.

Swain¹⁵, em 2009, forneceu uma análise teórica de parâmetros-chaves que podem contribuir para o desenvolvimento de estresse residual e fratura espontânea nos variados corpos-de-prova bicamadas. A análise identificou a importância da taxa de resfriamento, espessura e compatibilidade térmica no desenvolvimento de estresse residual. Estes ocorrem na porcelana de cobertura e podem promover a propagação da trinca causada por um contato danoso na restauração, levando a fratura da porcelana de cobertura. Concluiu que porcelanas de cobertura espessas nas infraestruturas com baixa difusividade térmica, como a zircônia, podem gerar altos estresses de tração na porcelana de cobertura, podendo resultar em crescimento instável de trinca ou lascamento.

Tholey et al.³⁸, em 2009, avaliaram a interface entre porcelana de coberta e zircônia, por meio de microscopia eletrônica de varredura, utilizando diferentes técnicas de aplicação da primeira camada de porcelana. Tiveram como hipótese que alterações microestruturais nos grãos de zircônia observados na interface estão associadas com a umidade que induz transformação de fase tetragonal para monoclínica na zircônia. Barras de zircônia Vita In-Ceram YZ (10 mm x 10 mm x 1 mm) foram divididas em 8 grupos: 1) simulação do ciclo de *wash* à 950 °C na zircônia (sem aplicação deste); 2) aplicação de *wash*, somente o pó, à 950 °C; 3) aplicação de *wash*, com pó e líquido próprio, à 900 °C; 4) aplicação de *wash*, com pó e líquido próprio, à 950 °C; 5) aplicação de *wash* mais viscoso (aproximadamente 5 mm de espessura), com pó e líquido próprio, à 950 °C; 6) aplicação de *wash*, apenas com o líquido próprio, à 950 °C; 7) aplicação de *wash*, com pó e água destilada, à 950 °C; 8) aplicação de *wash*, com pó e álcool, à 950 °C. Fatias foram cortadas e polidas. Em todos os grupos, a interface foi condicionada com ácido fluorídrico (HF) 5 % por 20 segundos, para revelar a região da interface em detalhe. MEV foi utilizada para análise destas secções. O uso apenas do pó da porcelana sem líquido não resultou em facetamento dos grãos de zircônia, indicando que o pó sozinho não altera as características dos grãos. Em contraste, as alterações observadas usando líquido e pó mostraram um efeito visível. Água destilada, álcool e o líquido próprio do fabricante juntamente com o pó de porcelana tiveram um efeito similar nos grãos de zircônia, embora a intensidade parecesse aumentar com soluções de base aquosa. Os espécimes da amostra 5 (maior espessura) apresentaram o maior grau de facetamento, em toda a estrutura dos grãos e não só em alguns grãos como ocorreu nas camadas de *wash* mais finas. Outro achado que ficou claro foi que o aumento de temperatura, faz com que um facetamento mais severo ocorra. No caso, a mesma quantidade de pó e líquido foi aplicada, mostrando que o facetamento mais severo ocorreu para o grupo com maior temperatura (grupo 4). Como foi feito um grupo com 950 °C sem *wash* e 950 °C com apenas pó, e não afetaram a estrutura dos grãos, fica claro que papel da umidade no facetamento dos grãos.

Dittmer et al.⁶, em 2009, investigaram a distorção de uma prótese de 4 elementos (dois molares e dois pré-molares) induzida pelo processo de recobrimento com porcelana tanto *in vitro* quanto pelo método dos elementos finitos. Foram preparadas 10 próteses parciais fixas de 4 elementos com zircônia como infraestrutura. A adaptação marginal e interna foi determinada antes e depois do processo de aplicação de porcelana. O modelo em elementos finitos em três dimensões (3D) foi construído e o resfriamento após recobrimento com porcelana foi virtualmente simulado. Análises estatísticas revelaram significantes mudanças na adaptação marginal e interna devido ao processo. Análise pelo método de elementos finitos mostrou

estresse de tração (acima de 65 MPa) na infraestrutura e estresse de compressão (acima de 10 MPa) na porcelana de cobertura. O estudo revelou que estresses e distorções, ocorridos devido à aplicação de porcelana podem influenciar o sucesso clínico dessas próteses. Além disso, estas distorções ocorreram praticamente em toda área em direção ao centro axial dos retentores. As principais distorções foram encontradas ao longo do eixo longitudinal das restaurações e na mesial e distal dos retentores.

Guazzato et al.²⁰, em 2010, investigaram o desenvolvimento de fratura espontânea (lascamento, ruptura) em 5 tipos de porcelana de cobertura compatíveis para infraestrutura em zircônia, como resultado do estresse induzido pela taxa de resfriamento e espessura do espécime. Foram utilizadas 220 esferas de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio, de diâmetro de 7,8 mm, que foram recobertas com porcelanas de 5 diferentes marcas comerciais: Nobel Rondo, Ice, Cerabien ZR, ZI-F, VM9 com programa de queima recomendado até antes de março 2009 e VM9 com programa de queima recomendado depois de março de 2009. Corpos-de-prova (n=10) foram preparados como segue: Grupo 1,5A (1,5 gramas de porcelana aplicada e resfriada normalmente), Grupo 1,5B (1,5 gramas de porcelana aplicada e resfriamento rápido, abrindo o forno imediatamente após o fim da queima e colocando o espécime na bancada), Grupo 2,5A (2,5 gramas de porcelana aplicada e resfriada normalmente) e Grupo 2,5B (2,5 gramas de porcelana aplicada e resfriada normalmente). Os espécimes com 1,5 gramas de porcelana ficaram com diâmetro final de 11,5 mm e os com 2,5 gramas de porcelana com 14,8 mm. Após a queima, cada espécime foi examinado com ampliação de 10 vezes e sob luz ultravioleta para verificar a presença de trincas. A análise de regressão múltipla apresentou associações positivas entre a ocorrência de fratura e as 3 covariáveis (material, espessura e taxa de resfriamento). A análise estatística mostrou que a incidência de fraturas e rupturas nas porcelanas de cobertura aumentou com o resfriamento rápido e com a maior espessura dos espécimes em 3 sistemas utilizados (ICE, VM9 antes de março e ZI). O teste de Kruskal-Wallis (teste não paramétrico) confirmou os resultados obtidos por regressão múltipla ($p < 0,0001$). Neste estudo as fraturas ocorreram praticamente paralelas a superfície e em alguns espécimes propagou-se através da camada de porcelana causando ruptura. A ruptura foi considerada coesiva sem exposição de zircônia.

Göstemeyer et al.¹¹, em 2010, avaliaram a influência das taxas de resfriamento até temperaturas acima da T_g na resistência adesiva entre zircônia (Lava 3M) e porcelanas de cobertura (Lava Ceram, Triceram, VM9 e Zirox). Foram feitos espécimes bicamadas em forma de barra que foram divididos em resfriamento rápido (remoção imediata do forno após sinterização para resfriar em ar ambiente) ou lento (resfriamento da temperatura de sinterização

até a T_g em 5 minutos dentro do forno). Estes foram então submetidos ao ensaio de flexão em 4 pontos. A carga crítica para induzir extensão de trinca estável na interface zircônia porcelana de cobertura foi determinada, ao fim de calcular a taxa de liberação de energia de deformação (G). Foi feita também dilatométrica para determinar o CET entre 50 e 450 °C e na temperatura acima da T_g . Para todas as composições de zircônia/porcelana, valores de G foram menores para os espécimes resfriados lentamente em comparação com os que foram resfriados rapidamente. Houve correlação entre as variações nos valores de G com as diferentes taxas de resfriamento e as discrepâncias calculadas entre CET abaixo e acima da T_g . Isto indica que a diferença de CET abaixo e acima da T_g do material de cobertura afeta fortemente a distribuição de estresse térmico nas diferentes taxas de resfriamento. A resistência de união entre os infraestrutura e material de cobertura diminuiu com o resfriamento lento, indicando que esta taxa pode levar a risco de delaminação neste sistema totalmente cerâmico. Os autores associam o aumento da resistência adesiva no resfriamento rápido com um aumento da resistência a deformação flexural do espécime devido aos estresses de compressão gerados, que protegem a adesão entre infraestrutura e material de cobertura.

Tholey et al.¹⁶, em 2011, estudaram os gradientes térmicos formados entre regiões mais externas e mais internas de coroas de pré-molar fabricadas com infraestrutura em zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Vita In-Ceram YZ) e recobrimento com porcelana VM9 durante dois diferentes tipos de resfriamento (resfriamento rápido: remoção do espécime do forno à 850 °C para resfriamento na temperatura ambiente; e resfriamento lento: manutenção do espécime no forno até a temperatura de transição vítrea, que na porcelana de cobertura VM9 encontra-se em torno de 600 °C). Foram utilizados copings de zircônia com design convencional (espessura uniforme de 0,7 mm) e anatômico (espessura de 0,7 mm na região cervical, com aumento em direção ao terço médio, variando na cúspide em torno de 1,3 mm e para 1 mm na oclusal). Foram posicionados termopares em 10 regiões para se observar as diferenças entre as temperaturas em diferentes fases do processo de queima e de resfriamento. Observações diretas foram feitas com um polarímetro óptico e com finas fatias de copings recobertos com porcelana de cobertura. As diferenças entre os resfriamentos foram observadas em um código de cor para distribuição de estresse residual. Observou-se neste estudo que o resfriamento lento diminuiu as diferenças de temperatura, mas ainda assim, diferenças de cerca de 88 °C foram observadas. Para o resfriamento rápido, diferenças maiores que 100 °C para amostras com coping convencional e 140 °C para infraestrutura anatômica foram registradas. A superfície de porcelana mais externa atinge a temperatura de transição vítrea (600 °C no caso) mais rápido que no interior, não conseguindo relaxar os estresses desenvolvidos.

Conseqüentemente, devido a esse gradiente térmico, o estresse residual fica preso na porcelana de cobertura. As observações com polarímetro óptico indicaram estresses na porcelana de cobertura muito menores nos espécimes submetidos ao resfriamento lento. Assim, o resfriamento lento da última queima (geralmente a queima de glaze) reduziria os gradientes térmicos e estresse residual na porcelana, que significam uma possível causa de lascamento.

Mainjot et al.²¹, em 2011, estudaram a relação da taxa de resfriamento no perfil de estresse das porcelanas de cobertura aplicadas sobre metal ou zircônia. O método *hole-drilling*, frequentemente utilizado no campo da engenharia, foi adaptado para o uso em porcelanas dentárias. O método consiste na remoção de parte do material que sofreu estresse e medir as deformações resultantes no material adjacente. As deformações são medidas na superfície, com o auxílio de extensômetros, dos quais os estresses residuais podem ser calculados. O perfil do estresse foi mensurado em discos bicamada de 20 mm de diâmetro, com 0,7 mm de espessura de metal ou zircônia e 1,5 mm de porcelana de cobertura. Foram utilizadas 3 diferentes taxas de resfriamento. Resfriamento clássico: de 900 °C à temperatura ambiente abrindo a porta do forno, e esperando alcançar 200 °C, para então remover do forno. Resfriamento modificado: manutenção do forno em 900 °C por 6 minutos, resfriamento de 900 °C à 600 °C em forno fechado. Resfriamento lento: taxa de resfriamento de 2°C/min em forno especial. A magnitude dos estresses na superfície da porcelana de cobertura aumentou com a taxa de resfriamento, enquanto que os estresses no interior diminuíram. Na superfície, estresses de compressão foram observados em todos os espécimes. No interior, estresses de compressão foram observados para os espécimes com metal e de tração para os espécimes com zircônia. Nos espécimes com VZr, resfriados moderado e lentamente apresentaram uma gradual mudança para estresse de tração na profundidade de 0,5 mm, o que pode ser uma explicação potencial para as delaminações encontradas na prática dentária. A taxa de resfriamento influencia no estresse residual. Isto pode influenciar significativamente o comportamento mecânico dos sistemas bicamada com infraestrutura em metal ou zircônia. O material de infraestrutura influenciou a natureza do estresse no interior do espécime, com a base de zircônia apresentando um padrão de estresse menos favorável que metal.

Mainjot et al.³, em 2011, desenvolveram um método para mensurar os padrões de estresse residual de porcelanas de cobertura e comparar os valores obtidos em amostras bicamadas de metal/porcelana com amostras bicamada de zircônia/porcelana. O método *hole-drilling* utilizado consiste no posicionamento de *strain gage* na superfície do espécime. Posteriormente, uma perfuração padronizada é feita adjacente. O alívio da tensão residual pela perfuração causa uma ligeira deformação do material em torno da cavidade formada. O *strain*

gage mensura esta deformação, sendo possível calcular o tamanho do estresse residual original. Discos de zircônia (VZr) e metal (VM - liga de cobalto-cromo) foram recobertos com porcelana de cobertura Vita VM9 e Vita VM13, respectivamente, com espessura final de 3 mm (2mm para porcelana e 1 mm para material de recobrimento). No estudo foram utilizados grupos com 3 *strain gages* (tipo A) e grupos com 6 *strain gages* (Tipo C). Todos os grupos exibiram o mesmo padrão de estresse residual versus profundidade, começando com estresse de compressão na superfície da porcelana de cobertura, que foi diminuindo progressivamente e tornando-se ligeiramente estresse de tração em torno de 0,5 a 1,0 mm de profundidade e então, tornando-se novamente de ligeira compressão em profundidades maiores. Este resultado confirmou a formação de estresse de compressão residual na superfície previamente vista na literatura. A magnitude dos estresses de compressão na superfície foi maior para o grupo com zircônia em relação ao grupo com metal (-96 MPa versus -40 MPa), indicando maior desigualdade térmica. Além disso, uma concentração de estresses de tração no grupo com zircônia em menor área em relação ao grupo com metal foi encontrada, o que pode ser uma potencial causa de problemas encontrados na literatura neste tipo de restauração. O método utilizado mostrou ser um instrumento prático para a mensuração de estresse residual em porcelanas de cobertura.

Tan et al.⁹, em 2012 avaliaram a influência de protocolos de queima e resfriamento na resistência da porcelana de cobertura para zircônia. Para isso, os espécimes foram submetidos a 3 protocolos de queima (25 °C/min, 50 °C/min e 75 °C/min) e a 3 taxas de resfriamento, que consistiam em rápido (remoção do espécime do forno logo após este ter descido completamente), moderado (manutenção do espécime por 7,5 minutos com o forno aberto até chegar a 500 °C) e lento (manutenção do espécime no forno 30% aberto por 15 minutos até alcançar a temperatura ambiente). O método de flexão em 4 pontos modificado foi utilizado para medir a resistência. Neste teste, a porcelana é aderida na zircônia apenas entre os dois pistões de carga centrais. A combinação resfriamento lento e menor taxa de queima resultou em altas taxas de carga para fratura (alta resistência), sendo aproximadamente duas vezes maior que a combinação resfriamento rápido/menor taxa de queima (75 °C/min). ANOVA revelou que os efeitos dos regimes de resfriamento e queima tiveram altos e significantes efeitos na carga para fratura. Teste de Tukey foi utilizado para identificar diferenças entre os protocolos de queima e de resfriamento. O efeito do regime de resfriamento foi maior que o de queima da porcelana de cobertura. Desse modo, os autores recomendam que se utilizem taxas de queima mais lentas e resfriamento lento quando forem utilizadas porcelanas de cobertura para zircônia. Através de fractografia, foi observada que a falha ocorria na porcelana de cobertura adjacente

a interface, enquanto que uma fina camada de porcelana de cobertura permanecia na zircônia. Este achado indica que o estresse residual leva à falha coesiva da porcelana de cobertura próxima a zircônia. Por outro lado, a sobrevivência da interface indica que a preparação da superfície da zircônia é adequada.

Devido às altas taxas de fratura de porcelana encontradas nos sistemas cerâmicos com zircônia como base, restaurações com zircônia monolítica tornaram-se uma alternativa. Em 2012, Beuer et al.⁴⁷, avaliaram a resistência à fratura, desgaste (da coroa e do antagonista) e a capacidade de transmissão de luz de coroas monolíticas de zircônia (Zeno). Um grupo com zircônia com porcelana de cobertura aplicada foi utilizado como controle. Quatro tipos de coroas de primeiro molar inferior de mesma dimensão foram fabricadas sobre preparos reproduzidos em metal: zircônia com porcelana de cobertura, zircônia monolítica apenas sinterizada, zircônia monolítica glazeada e zircônia monolítica polida. Análises em espectrofotômetro para avaliação da translucidez das coroas foram realizadas previamente a cimentação das coroas nos preparos em metal. Os espécimes foram submetidos a um método de desgaste (120000 ciclos mecânicos, 5 kg de carga, 0,7 mm de deslizamento, 320 termociclos). O desgaste na coroa e no antagonista foi mensurado e então, todas as coroas foram carregadas até a fratura. ANOVA à um fator ($\alpha=0,05$) seguida de pós-teste de Fisher indicou valor de transmissão de luz significativamente maior ($p=0,003$) para o grupo com zircônia polida. Este grupo também apresentou desgaste da coroa significativamente menor ($p=0,01$) e desgaste do antagonista significativamente maior ($p=0,016$) comparado aos outros grupos. O grupo de zircônia glazeada apresentou desgaste do antagonista similar ao da zircônia monolítica apenas sinterizada ($p=0,513$). Coroas com porcelana aplicada apresentaram resistência à fratura significativamente menor ($p<0,001$). Os autores concluíram que coroas de zircônia monolítica com superfície glazeada podem ser uma boa alternativa.

Em 2013, Dhima et al.⁴⁵, investigaram a resistência à fratura em ambiente aquoso de 4 sistemas para confecção de coroas unitárias posteriores. Ainda, tinham como objetivo identificar qual o sistema seria interessante de ser avaliado em um segundo estudo em fadiga acelerada progressiva e estabelecer um intervalo de carga/teste para cada fase. Quarenta espécimes de 2 mm de espessura foram testados, sendo divididos em 4 grupos: 1. Dissilicato de lítio monolítico IPS e.max Press; 2. IPS e.max ZirPress com 0,8 mm de espessura de zircônia e 1,2 mm de porcelana de cobertura prensada; 3. IPS e.max ZirPress, com 0,4 mm de espessura de zircônia e 1,6 mm de porcelana prensada; 4. IPS InLine PoM. Os espécimes foram embutidos em um bloco de resina acrílica em um ângulo de 30° e foram ensaiados com carga axial até a fratura, em ambiente aquoso. Houve diferença estatisticamente significante entre os 4 grupos

($p < 0,001$) em relação a carga de fratura. Comparando-se a máxima força de mordida em região posterior, o dissilicato de lítio apresentou carga de fratura similar ($743,1 \pm 114,3$ N). IPS e.max Zirpress com 0,4 mm de espessura de zircônia obtiveram a menor média de carga de fratura ($371,4 \pm 123,0$ N). Os autores concluíram que a resistência à fratura do dissilicato de lítio em ambiente aquoso é promissora e dobrando a espessura de zircônia para infraestrutura de 0,4 mm para 0,8 mm aumenta-se a resistência à fratura do sistema em três vezes.

Rinke et al.¹³, em 2013, compararam as taxas de sobrevivência, sucesso e lascamento de coroas metalocerâmicas convencionais e coroas com zircônia na infraestrutura (sistema totalmente cerâmico) posicionadas em molares, contendo uma infraestrutura com design anatômico pronunciado e seguindo um protocolo prolongado de resfriamento da porcelana de cobertura (6 minutos no último ciclo) pós sinterização. Cinquenta e três pacientes foram tratados com metalocerâmica (liga nobre + porcelana de baixa fusão) ou coroas contendo zircônia como infraestrutura (Sistema Cercon, DeguDent, Germany). Destes, quarenta e nove pacientes (30 mulheres e 19 homens) com 100 restaurações (48 metalocerâmicas e 52 totalmente cerâmicas com zircônia/período de observação de $36,5 \pm 6$ meses) participaram no acompanhamento controle e foram incluídos no estudo. Sobrevivência (definida como uma reconstrução que permaneceu sem nenhuma falha absoluta durante o acompanhamento, ou seja, falha que não levou a troca da restauração ou extração do dente), Sucesso (definida como uma reconstrução que permaneceu sem modificação ou intervenção para manutenção de função durante o acompanhamento) e taxas de lascamento (defeitos na porcelana de cobertura) foram calculadas de acordo com o método Kaplan-Meier e analisado em relação a técnica de fabricação de coroa, usando modelo Cox de regressão ($P < 0,05$). Três fraturas completas, sendo 1 em metalocerâmica e 2 em zircônia foram observadas, levando a taxas de sobrevivência de 97,6% e 95,2%, respectivamente. 90,9% das metalocerâmicas permaneceram livres de eventos (2 porcelanas fraturaram e um dente foi tratado endodonticamente), enquanto que a taxa de sucesso das restaurações com zircônia foi na faixa de 86,8% (duas fraturas de porcelana, um tratamento endodôntico e uma cárie secundária). Não foram encontradas diferenças significativas nas taxas de sobrevivência, sucesso e lascamento. A combinação de design anatômico pronunciado da infraestrutura e modificação do protocolo de resfriamento da porcelana de cobertura para a fabricação de coroas com zircônia levou a taxas de sobrevivência, sucesso e lascamento comparáveis as taxas encontradas em metalocerâmicos, em um período de 3 anos, concluindo que não há risco aumentado de uma fratura da infraestrutura ou de tratamento endodôntico em restaurações zircônia/porcelana de cobertura.

Em 2013, Rinke e Fischer² realizaram uma revisão de literatura sobre os aspectos clínicos e técnicos referentes a variedade de indicações da zircônia com maior grau de translucidez. Segundo os autores, o uso de zircônia translúcida como infraestrutura melhoram o resultado estético da aplicação de porcelana, mesmo em casos de desenhos de coping anatômicos pronunciados para maior suporte da porcelana. Além disso, seu uso é permitido para coroas monolíticas e próteses fixas em regiões posteriores. Como grande vantagem, seria a possibilidade de uso destas restaurações monolíticas com espessura de material significativamente menor que restaurações de zircônia revestidas com porcelana e que outros materiais indicados para uso monolítico. Uma vez que podem ser pigmentadas antes da sinterização, resultados estéticos satisfatórios podem ser obtidos mesmo em região posterior com espaço reduzido. Os autores concluíram que, devido as reduzidas espessuras de material requeridas e devido à baixa abrasividade no antagonista após polimento, coroas monolíticas de zircônia são uma indicação viável dentro da gama de opções. Embora estudos laboratoriais tenham mostrado resultados que justifiquem o uso clínico, os autores assumem que mais estudos clínicos devam ser conduzidos antes de uma recomendação generalizada desta zircônia mais translúcida.

Em 2013, Wang et al.²⁴, estudaram a relação entre translucidez e espessura de diferentes cerâmicas odontológicas. Foram confeccionados 6 espécimes em forma de disco de 8 cerâmicas vítreas (IPS e.max Press HO, MO, LT, HT, IPS e.max CAD LT, MO, AvanteZ Dentin, e Trans) e 6 espécimes de 5 tipos de zircônia (Cercon Base, Zenotec Zr Bridge, Lava Standard, Lava Standard FS3, e Lava Plus High Translucency) nas espessuras predeterminadas. Espectrofotômetro foi utilizado para análises de parâmetros de translucidez das cerâmicas vítreas variando de 2 mm a 0,6 mm de espessura, e para zircônia, variando de 1 mm a 0,4 mm. Uma análise de regressão ($\alpha=0,05$) foi utilizada para relacionar translucidez e espessura de cada material. Os valores de translucidez variaram de 2,2 a 25,3 para cerâmicas vítreas e de 5,5 a 15,1 para zircônia. Houve aumento de translucidez com a diminuição da espessura, mas a quantidade foi material dependente. Uma relação exponencial foi encontrada entre translucidez e espessura para todos os materiais. Os autores concluíram que cerâmicas odontológicas são influenciadas pela espessura. Todas as zircônias apresentaram algum grau de translucidez, embora menos sensíveis a espessura quando comparadas com as cerâmicas vítreas.

Em uma segunda parte de um estudo, Dhima et al.⁴⁹, em 2014, tiveram como objetivo avaliar a diferença no modo de falha e as possíveis diferenças de comportamento mecânico frente aplicação dinâmica de carga em coroas monolíticas de primeiro molar inferior de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) em diferentes espessuras (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm e 2 mm).

Os quatro grupos (n=10) foram testados inicialmente em um ensaio estático. As coroas foram cimentadas nos preparos correspondentes e submetidas a ciclagem mecânica (380 a 390 N), completamente submersas em água, até que ocorresse a fratura. Houve diferença estatisticamente significativa nos ciclos de fadiga entre os 4 grupos ($p < 0,001$; Kruskal-Wallis). O número médio de ciclos para falha para coroas com 2 mm de espessura foi 17 vezes maior que o número médio de ciclos para falha do grupo com 1 mm de espessura e 1,5 vezes maior que o grupo de 1,5 mm. Coroas monolíticas com 0,5 mm de espessura falharam com um ciclo de carga. Espécimes de 2 mm de espessura sofreram desgaste na área de contato com o indentador seguido de cisalhamento do material e/ou propagação de trincas. Concluíram que coroas monolíticas de zircônia com 1,5 mm de espessura ou mais são melhor indicadas para aplicação clínica em região posterior.

Em 2014, Zhang²³ forneceu um guia para o desenvolvimento de zircônia parcialmente estabilizada por ítria em fase tetragonal com maior grau de translucidez e resistência promissora. A translucidez foi examinada usando o modelo de dispersão de Rayleigh. A teoria prevê que a transmissão em linha de 3Y-TZP pode estar relacionada à sua espessura com tamanho de grão e birrefringência. As zircônias utilizadas para infraestrutura têm alta opacidade, explicada pela birrefringência própria do material, ou seja, o cristal da zircônia tetragonal, de natureza anisotrópica, faz com que o cristal reflita luz em diferentes direções, o que limita seu uso nesta função. Para alcançar uma translucidez similar à das porcelanas dentais, uma estrutura de zircônia nanocristalina se faz necessária, principalmente devido à grande birrefringência e alto índice de refração. O autor conclui que reduzindo o tamanho dos grãos da zircônia torna possível a confecção de uma zircônia com boa translucidez e propriedade mecânica.

Em busca de se estabelecer uma espessura segura para confecção de coroas monolíticas de zircônia, Sun et al.⁴³, em 2014, tiveram como objetivo avaliar a resistência à fratura em diferentes configurações destas coroas e compará-las com grupos de dissilicato de lítio, zircônia com porcelana e metalocerâmica. Preparos em polimetil metacrilato (PMMA) foram confeccionados e sobre eles foram confeccionadas coroas de zircônia monolítica (ZM) de 0,6 mm, 0,8 mm, 1 mm, 1,2 mm e 1,5 mm de espessura e coroas de dissilicato de lítio monolítico (DLM), zircônia com porcelana (ZP) e metalocerâmica (MC) na espessura de 1,5 mm. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso Variolink II e conduzidas ao ensaio de resistência à fratura com indentador de 6 mm de diâmetro. Os parâmetros de Weibull (módulo e resistência característica) foram calculados e os modos de falha avaliados. Os valores médios de resistência à fratura (N) foram $1863,16 \pm 116,81$ para DLM, $2284,77 \pm 355,60$ para MC,

2308 ± 510,94 para ZP, 4109,93 ± 610,18 para ZM com 1,5 mm, 3068,31 ± 233,88 para ZM com 1,2 mm, 2429,88 ± 315,03 para ZM 1,0 mm, 1814,60 ± 68,21 para ZM 0,8 mm e 1308,38 ± 111,30 para ZM 0,6 mm. A resistência à fratura de coroas monolíticas de zircônia foi superior estatisticamente em relação aos grupos MC, ZP e DLM ($p < 0,05$), quando em mesma espessura. Diferença estatística significativa foi encontrada entre os grupos de zircônia monolítica com diferentes espessuras ($p < 0,05$). Uma tendência semelhante foi observada para a resistência característica e módulo de Weibull. A falha catastrófica foi a mais predominantemente observada. A carga para fratura de ZM com 1 mm e MC 1,5 mm não foi estatisticamente diferente ($p > 0,05$). Os autores puderam concluir que as coroas de zircônia monolítica apresentam maior resistência mecânica que coroas e dissilicato de lítio, zircônia com porcelana e metalocerâmica, quando em igual espessura (1,5 mm). Também concluíram que resistência de uma coroa de zircônia monolítica com 1 mm de espessura é similar a resistência de uma coroa metalocerâmica com 1,5 mm e ainda, que um aumento de espessura de 0,6 mm para 1,5 mm em coroas de zircônia monolítica pode aumentar a resistência à fratura da peça protética em três vezes.

Sulaiman et al.³⁶, em 2015, tiveram como objetivo estudar as zircônias indicadas para uso monolítico, estimando o efeito do polimento no brilho superficial, medindo e comparando a translucidez em várias espessuras e determinando o efeito na espessura da zircônia na energia irradiante total. Foram utilizadas quatro marcas comerciais de zircônia parcialmente estabilizada por ítria: Prettau, Bruxzir, Zenostar e Katana; e uma zircônia totalmente estabilizada por ítria: Prettau Anterior. Foram confeccionados espécimes ($n=5$ /grupo) nas espessuras de 0,5, 0,7, 1, 1,2, 1,5 e 2 mm. Uma zircônia para infraestrutura (Ice Zircon) foi utilizado como controle. Espectrofotometria foi utilizada para análise do brilho superficial e translucidez, enquanto que a energia irradiante total foi mensurada através de um calibrador de resina MARC. ANOVA à dois fatores seguido de pós-teste de Tukey ($\alpha=0,05$) foi utilizada para análise estatística. O brilho superficial aumentou significativamente com o polimento ($p < 0,05$), independente da marca comercial ou espessura. A translucidez variou de 5,65 a 20,40 antes do polimento e 5,10 a 19,95 após o polimento. Houve uma relação inversa entre translucidez, energia irradiante e espessura de zircônia e o valor dependia da marca ($p < 0,05$). Concluíram que a marca, espessura e o polimento de zircônia monolítica podem afetar o resultado clínico final das propriedades ópticas da zircônia. Zircônia totalmente estabilizada por ítria pode ser polida mais facilmente e apresenta melhor translucidez que zircônia parcialmente estabilizada.

Em 2015, Sulaiman et al.³⁵, investigaram o efeito da pintura e da sinterização com vácuo nas propriedades ópticas e na resistência à flexão biaxial de zircônia parcialmente estabilizada

por ítria e de zircônia totalmente estabilizada. Os espécimes em forma de disco foram divididos em 3 subgrupos (n=15): sem pintura, com pintura e sem pintura com sinterização à vácuo. As propriedades ópticas foram avaliadas por espectrofotometria e resistência à flexão biaxial por “piston-on-three balls” foi conduzido. ANOVA à dois fatores seguida de pós-teste de Tukey foi utilizada para análise estatística. A pintura diminuiu a translucidez de zircônia totalmente estabilizada por ítria ($p < 0,05$) e aumentou o brilho superficial de ambas as zircônias ($p < 0,05$). Sinterização com vácuo aumentou a translucidez de zircônia parcialmente estabilizada ($p < 0,05$). Em relação a resistência biaxial, a pintura aumentou ($p < 0,05$) os valores para zircônia totalmente estabilizada, mas diminuiu ($p < 0,05$) para a parcialmente estabilizada. Concluíram que zircônia totalmente estabilizada por ítria se comporta diferente da zircônia parcialmente estabilizada e que a sinterização com vácuo levou a benefícios mínimos para os dois tipos de zircônia.

Melhorar as propriedades estéticas, como a translucidez, de sistemas monolíticos de zircônia é um desafio para obtenção de estética. Assim, Fathy et al.³¹, em 2015, avaliaram o efeito do envelhecimento hidrotérmico na translucidez de uma zircônia parcialmente estabilizada por ítria para uso monolítico e de uma zircônia indicada para infraestrutura. Vinte espécimes em forma de discos (1 e 10 mm) de zircônia monolítica (Prettau) e vinte de zircônia para infraestrutura (Lava Frame) foram fresados, sinterizados e divididos em grupo com envelhecimento hidrotérmico (134 °C, 2 bars, 15 h) e sem envelhecimento. Foi realizada análise em relação aos parâmetros de translucidez sobre fundo branco e preto através do método de reflectância. Para análise da microestrutura, foram realizados difratometria por raios-X (DRX) e microscopia eletrônica de varredura (MEV) antes e após envelhecimento. Teste de *t-student* apontou maior valor de translucidez ($16,4 \pm 0,316$) para zircônia para uso monolítico antes do envelhecimento enquanto que a zircônia para infraestrutura apresentou o menor valor de translucidez ($7,05 \pm 0,261$) após envelhecimento. Houve diferença estatisticamente significativa entre os dois tipos de zircônia antes e após o envelhecimento. Análises de DRX mostraram aumento de fase monoclinica em ambas as zircônias após envelhecimento, o que está diretamente associado a diminuição da translucidez, uma vez que a presença de fase monoclinica é acompanhada de microtrincas que atuam como um poro, aumentando a dispersão do feixe de luz incidente. Zircônia monolítica apresentou maiores tamanhos de grão que zircônia para infraestrutura antes e após envelhecimento, o que também está associada a maior translucidez. Ambas as zircônias diminuíram o tamanho dos grãos após envelhecimento. Concluíram que zircônia para uso monolítico tem maior chance de sofrer degradação em baixas

temperaturas que zircônia para infraestrutura, e que isso pode afetar significativamente a estética pela durabilidade da translucidez.

Com alta resistência flexural, a zircônia poderia apresentar adequada resistência mecânica em menores espessura. Assim, Nakamura et al.⁴⁴, em 2015, tiveram como objetivo analisar a relação entre resistência à fratura e espessura axial/oclusal e também avaliar a resistência à fratura de coroas monolíticas de zircônia com espessura reduzida e comparar com coroas monolíticas de dissilicato de lítio com espessura regular. Coroas de zircônia monolítica (Lava Plus Zirconia, 3M/ESPE) foram confeccionadas, com as combinações de espessuras oclusais (0,5 mm, 1 mm e 1,5 mm) e axiais (0,5 mm, 0,7 mm e 1 mm) (n=6) além de grupo do dissilicato de lítio (IPS e.max press, Ivoclar/Vivadent) com 1,5 mm de espessura oclusal e 1 mm de espessura axial. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso Panavia sobre preparos confeccionados a partir de blocos de resina (Lava Ultimate, 3M/ESPE) e conduzidas ao ensaio de resistência à fratura com ponta esférica de 10 mm de diâmetro. Baseado nas medidas realizadas por microtomografias computadorizadas e na carga de fratura, análises de regressão múltipla foram realizadas. Os autores encontraram que a espessura oclusal influenciou na resistência à fratura ($p < 0,01$) enquanto que a espessura axial não ($p = 0,2828$). Embora a redução oclusal em coroas monolíticas de zircônia diminuam a resistência à fratura, ainda em espessura de 0,5 mm, valores maiores significativamente (5558 ± 522 N) foram obtidos em relação ao grupo de dissilicato de lítio com 1,5 mm de espessura oclusal (3147 ± 409 N). Puderam concluir que, em termos de resistência à fratura, coroas monolíticas de zircônia com espessura oclusal e axial de 0,5 mm podem ser utilizadas em região de molar.

Com o intuito de esclarecer a quantidade de redução oclusal que assegure resistência mecânica e estética na confecção de uma coroa protética totalmente cerâmica, Baladhandayutham et al.⁴⁸, em 2015, investigaram em um estudo in vitro a resistência à fratura após fadiga mecânica (200000 ciclos, 25 N, 40 ciclos/min) de coroas de primeiro molar inferior monolíticas e bicamadas confeccionadas em dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) e zircônia (Lava, 3M ESPE). Seis grupos (n=8) foram utilizados, variando o material cerâmico e a espessura oclusal: 1. Coroa monolítica com 1,2 mm de espessura de dissilicato de lítio; 2. Coroa monolítica com 1,5 mm de dissilicato de lítio; 3. Coroa de 1,5 mm de espessura com base em dissilicato de lítio e revestimento com porcelana aplicada convencionalmente; 4. Coroa monolítica de zircônia com 0,6 mm de espessura; 5. Coroa de 1,2 mm de espessura com base em zircônia e revestimento com porcelana aplicada convencionalmente; 6. Coroa de 1,2 mm de espessura com base em zircônia e revestimento com porcelana fresada. As coroas foram cimentadas com cimentos de ionômero de vidro modificado por resina (RelyX Luting Plus) em

preparos idênticos confeccionados a partir de blocos de resina (Paradigm), foram fadigadas e na sequência fraturadas em ensaio de resistência à fratura com ponta esférica de 6 mm de diâmetro. ANOVA a um fator seguida de pós teste de Tukey ($\alpha=0,05$) foram utilizados para análise estatística, evidenciando diferença significativa entre os grupos ($p<0,01$). Os grupos bicamada de zircônia com 1,2 mm de espessura apresentaram os maiores valores de resistência à fratura, com média de 2625 ± 300 N para o grupo com porcelana fresada e 2655 ± 590 N para o grupo com porcelana convencional, sendo este último igual estatisticamente ao grupo de dissilicato de lítio monolítico com 1,5 mm de espessura, que apresentou média de 2027 ± 365 N. Os outros grupos obtiveram os seguintes valores: 1465 ± 330 N para dissilicato de lítio monolítico com 1,2 mm de espessura, 1732 ± 315 N para bicamadas de dissilicato de lítio com 1,5 mm de espessura e 1669 ± 311 N para zircônia monolítica com 0,6 mm de espessura, valores estes inferiores aos demais mais iguais entre si estatisticamente. Os autores concluíram, quando em uma situação de espaço oclusal limitado, coroas monolíticas de zircônia com 0,6 mm de espessura poderiam fornecer resistência mecânica similar à de coroas monolíticas de dissilicato de lítio com 1,5 mm de espessura. Em um caso de redução oclusal de 1,2 mm, coroas de zircônia bicamada são uma opção mais resistente que coroas de dissilicato monolítico.

Em 2015, Sailer et al.²² realizaram uma revisão sistemática para avaliar a sobrevivência em 5 anos de coroas unitárias metalocerâmicas e totalmente cerâmicas, e descrever a incidência de complicações biológicas, técnicas e estéticas. Buscas foram realizadas no Medline (PubMed), Embase, Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL) por estudos clínicos de coroas unitárias fixas sobre dente de 2006 a 2013 com no mínimo 3 anos de acompanhamento. As taxas de sobrevivência e complicação foram analisadas por modelos de regressão de Poisson para obter uma estimativa de 5 anos. A metanálise dos estudos incluídos estimou uma taxa de sobrevivência após 5 anos de 94,7 % para metalocerâmicas, valor similar estatisticamente ao estimado para cerâmica a base de leucita ou dissilicato de lítio (96,6%), alumina infiltrada por vidro (94,6%) e alumina e zircônia densa (96% e 92,1 %, respectivamente). Em contraste, coroas cerâmicas com porcelana feldspática apresentaram menor taxa de sobrevivência ($p<0,001$). Quando os resultados em região anterior e posterior foram comparados entre porcelana feldspática e zircônia, menores taxas de sobrevivência foram observadas para região posterior ($p<0,001$), enquanto os outros tipos de coroa tiveram resultados similares. As coroas com base em zircônia falharam mais frequentemente devido a fratura da porcelana de cobertura que as metalocerâmicas ($p<0,001$) e tiveram mais perda de retenção ($p<0,001$). No total foram registradas maiores taxas de fratura da infraestrutura em 5 anos para coroas totalmente cerâmicas em comparação com coroas metalocerâmicas.

Concluíram que a taxa de sobrevivência da maioria dos tipos de coroas unitárias totalmente cerâmicas foi similar à reportada para metalocerâmicas, tanto em região anterior como posterior. Porcelanas feldspáticas mais frágeis devem ser limitadas para aplicação em região anterior. Coroas com infraestrutura em zircônia não devem ser consideradas como primeira opção de tratamento devido ao alto índice de fratura da porcelana de cobertura.

Em uma segunda parte da revisão sistemática, Pjetursson et al.¹⁹, em 2015, avaliaram a taxa de sobrevivência em 5 anos para próteses fixas metalocerâmicas e totalmente cerâmicas sobre dentes. A metanálise estimou uma taxa de sobrevivência de 5 anos de 94,4% para metalocerâmicas. Para cerâmicas reforçadas por vidro a taxa foi de 89,1 %, enquanto que para alumina infiltrada por vidro foi de 86,2% e para zircônia de 90,4%. Embora os valores sejam inferiores para as peças totalmente cerâmicas, não houve diferença estatística significativa em relação as metalocerâmicas, exceto para alumina infiltrada ($p=0,05$). Uma maior incidência de cárie no dente pilar foi observada para próteses com base em zircônia comparada às metalocerâmicas. Mais fraturas de infraestrutura foram reportadas para próteses fixas em cerâmicas reforçadas por vidro (8%) e alumina infiltrada (12,9%) em relação as metalocerâmicas (0,6%) e zircônia (1,9%). No entanto, a incidência de fraturas cerâmicas e perda de retenção foi significativamente maior em próteses com infraestrutura em zircônia ($p = 0,018$ e $0,028$ respectivamente) em relação a todos os outros sistemas. Concluíram que as taxas de sobrevivência de próteses fixas totalmente cerâmicas foram menores que as reportadas para metalocerâmicas. A incidência de fratura da infraestrutura foi significativamente maior para cerâmicas reforçadas por vidro e para cerâmicas infiltradas por vidro, e a incidência de fraturas cerâmicas e perda de retenção foi significativamente maior para próteses fixas com infraestrutura em zircônia comparada às metalocerâmicas.

Para se elucidar a influência da espessura da cerâmica na resistência à fratura de coroas de primeiro molar inferior monolíticas, Nordahl et al.¹, em 2015, confeccionaram coroas de zircônia com alta (Lava Plus, 3M ESPE) e baixa translucidez (Lava Zirconia, 3M ESPE), nas espessuras de 0,3 mm, 0,5 mm, 0,7 mm, 1 mm e 1,5 mm e coroas de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar-Vivadent) nas espessuras de 1 mm e 1,5 mm, cada grupo consistindo de 10 coroas. Todas as coroas foram confeccionadas sobre um mesmo preparo, de modo a permitir que todos os grupos (diferentes espessuras) tivessem a mesma área de suporte, o que não ocorria caso o preparo fosse reduzido para a confecção de coroas mais espessas. Os preparos foram reproduzidos em resina epóxi, sobre os quais as coroas foram cimentadas e submetidas ao envelhecimento térmico (5000 ciclos, 5°C a 55°C, tempo de permanência de 20 segundos e tempo de transferência de 10 segundos entre os banhos). Após o envelhecimento, as coroas

foram submetidas a um ciclo de pré-carga (10000 ciclos, 30-300 N, 1 HZ) com ponta esférica de aço inoxidável de 2,5 mm de diâmetro, em meio aquoso, em um ângulo de 10°. Após a pré-carga, o ensaio estático de resistência à fratura foi conduzido, com médias variando de 450 N a 3248 N para coroas de zircônia com baixa translucidez, 438 N a 3487 N para coroas de zircônia com alta translucidez, e 1030 N a 1431 N para coroas de dissilicato de lítio. A carga de fratura das coroas de zircônia foi significativamente maior que a carga de fratura das coroas de dissilicato de lítio. Zircônias com alta e baixa translucidez se comportaram de maneira similar, não havendo diferenças em relação a resistência entre as coroas destes dois tipos de zircônia, segundo os autores. Ainda, um aumento de espessura de 0,5 a 0,7 mm, levou a um aumento de resistência de 31% para zircônia de alta translucidez e de 55% para zircônia de baixa translucidez. Concluíram que em espessuras iguais, as coroas de zircônia são significativamente mais resistentes que as de dissilicato de lítio.

Em 2016, Sorrentino et al.⁵⁰, compararam a resistência à fratura e o modo de falha de coroas monolíticas de zircônia confeccionadas nas espessuras de 2 mm, 1,5 mm, 1 mm e 0,5 mm (n=10). Foram utilizados terceiros molares humanos hígidos extraídos para a confecção dos preparos e cimentação das coroas de zircônia com cimento resinoso autoadesivo (G-Cem). Com uma ponta hemiesférica de 1 mm de diâmetro, o ensaio de resistência à fratura foi conduzido e o modo de falha registrado. Anova à um fator seguido de teste de Fisher com Correções de Bonferroni ($\alpha=0,05$) foram utilizados para análise estatística. O modo de falha encontrado foram as microtrincas coesivas no corpo na zircônia. Não houve diferença estatística entre os grupos, tanto para resistência à fratura quanto para modo de falha ($p>0,05$). Como todos os valores obtidos para fratura foram superiores a máxima carga oclusal fisiológica encontrada nas regiões de molar, os autores concluíram que a redução oclusal de coroas de zircônia monolítica CAD/CAM até 0,5 mm podem fornecer resistência suficiente para suportar cargas oclusais, podendo ser uma opção viável mesmo nesta configuração.

Estudos comparando a translucidez da zircônia e do dissilicato de lítio são limitados. Assim, em 2016, Harada et al.³⁰ tiveram como objetivo avaliar a translucidez de algumas zircônias translúcidas recentemente adicionadas no mercado (Prettau Anterior, BruxZir, Katana HT, Katana ST e Katana UT) e compará-las com dissilicato de lítio (IPS e.max CAD LT). Espécimes de zircônia sem pigmentação foram confeccionados nas dimensões de 15×10×0.5 e 15×10×1.0 mm. O dissilicato de lítio foi utilizado na cor B1. Análises em espectrofotômetro foram conduzidas e os seguintes valores foram obtidos: Para os grupos com 0,5 mm de espessura, a transmissão total de luz em porcentagem (T%) foi a seguinte: 31,90 ± 0,49 para Prettau Anterior, 28,82 ± 0,22 para BruxZir, 28,49 ± 0,14 para Katana HT, 31,67 ± 0,24 para

Katana ST, $33,73 \pm 0,13$ para Katana UT e $40,32 \pm 0,25$ para e.max CAD LT, sendo os grupos estatisticamente diferentes, exceto para entre BruxZir e Katana HT e entre Prettau Anterior e Katana ST. Para os grupos com 1 mm de espessura, os seguintes resultados de T% foram obtidos: $22,58 \pm 0,41$ para Prettau Anterior, $20,13 \pm 0,22$ para BruxZir, $20,18 \pm 0,39$ para Katana HT, $21,86 \pm 0,39$ para Katana ST, $23,37 \pm 0,27$ para Katana UT e $27,05 \pm 0,56$ para e.max CAD LT. Os materiais apresentaram diferença estatística, exceto entre BruxZir e Katana HT e entre Prettau Anterior, Katana ST e Katana UT, que foram mais translúcidas que todas as zircônias e menos translúcidas que o dissilicato de lítio. Concluíram que em uma espessura de 0,5 mm, Katana UT apresentou-se como a zircônia mais translúcida e o dissilicato de lítio mais translúcido que todas as zircônias. Em espessura de 1 mm, Prettau Anterior, Katana ST, e Katana UT foram mais translúcidas que todas as zircônias e menos que o dissilicato de lítio.

Uma das estratégias adotadas para se obter uma zircônia mais translúcida é o aumento da quantidade de ítria em concentrações maiores que 8% em mol, o que aumenta a fase cúbica da zircônia e a mantém ela totalmente estabilizada em fase tetragonal. No entanto, o comportamento desta zircônia pode ser diferente das zircônias parcialmente estabilizadas por ítria, podendo ter efeito negativo em relação a resistência necessária. Assim, Sulaiman et al.³², em 2017, avaliaram e compararam os efeitos da pintura, jateamento e envelhecimento artificial na resistência flexural de zircônia totalmente estabilizada (Prettau Anterior) por ítria, parcialmente estabilizada (Prettau) e uma zircônia convencional indicada para infraestrutura (Ice Zircon) para controle. Espécimes em forma de barra (2x2x25 mm) foram confeccionadas e divididos em 6 grupos (n=8): Sinterização normal, sinterização com vácuo, pintura, jateamento, envelhecimento artificial (125°C, 200 kPa de pressão, 8 horas) com sinterização normal e envelhecimento artificial com sinterização com vácuo. O ensaio de flexão em 3 pontos foi conduzido e os dados analisados por ANOVA seguido de pós-teste de Tukey ($\alpha=0,05$). O grupo controle e a zircônia parcialmente estabilizada apresentaram maiores valores de resistência flexural (1034 e 1008 MPa) que zircônia totalmente estabilizada (582 MPa) ($p<0,05$). O jateamento aumentou ($p<0,05$) a resistência do controle e da zircônia parcialmente estabilizada (1413 e 1227 MPa, respectivamente) enquanto diminuiu ($p<0,05$) a da zircônia totalmente estabilizada (442 MPa). Pintura, envelhecimento artificial e sinterização com vácuo não tiveram efeitos significantes em nenhum grupo. Os autores concluíram que a zircônia totalmente estabilizada por ítria se comporta de maneira inferior mecanicamente (aproximadamente metade da resistência) que a parcialmente estabilizada, principalmente após jateamento. Todas as zircônias do estudo se apresentarem resistentes ao envelhecimento.

Em 2017, Muñoz et al.³⁷, avaliaram o efeito de alguns envelhecimentos nas propriedades mecânicas de zircônias monolíticas translúcidas disponíveis no mercado podem se comportar de maneira diferente das zircônias convencionais no meio oral. Foram utilizados no estudo uma zircônia totalmente estabilizada por ítria indicada para uso em região anterior (Prettau Anterior), uma zircônia parcialmente estabilizada por ítria indicada para uso em região posterior (Prettau) e uma zircônia parcialmente estabilizada convencional indicada para infraestrutura (Ice Zirkon). Foram confeccionados espécimes de 1,2 mm de espessura e 12 mm de diâmetro (n=12 por grupo) que foram submetidos a: 1. Envelhecimento hidrotérmico (H) (8h, 134 °C em autoclave); 2. Envelhecimento mecânico (M) (1000000 ciclos, em 40 % da resistência à flexão biaxial); 3. Envelhecimento hidromecânico (HM). A resistência à flexão biaxial pelo método “piston on three balls” foi mensurada e o módulo de Weibull (m) e resistência característica (σ_0) calculados. A fase cristalina dos materiais foi analisada por difratometria de raios-X (DRX) e o tamanho dos grãos foi mensurado em microscopia eletrônica de varredura (MEV). DRX mostrou que Prettau Anterior não foi susceptível à transformação de fase tetragonal para monoclínica em nenhum tratamento. Ice Zirkon e Prettau sofreram transformação apenas após H e HM. A resistência à flexão biaxial de Prettau Anterior foi significativamente menor que Prettau e Ice Zirkon. Fase cúbica pôde ser observada em todas as condições para Prettau Anterior e Ice Zirkon, enquanto que foi identificada em Prettau apenas após H e HM. Resistência à flexão da Prettau Anterior foi afetada por M e HM. Para Ice Zirkon e Prettau a única diferença detectada foi a resistência à flexão biaxial em comparação de H para M. O envelhecimento hidrotérmico induziu um módulo de Weibull menor, mas a resistência característica foi comparável aos resultados de resistência flexural. O tamanho dos grãos de Prettau Anterior foi 8,6 vezes maior que os de Prettau, e 13,6 vezes maior que o de Ice Zirkon. Pode-se concluir que Prettau Anterior tem os maiores tamanhos de grão e não sofre transformação martensítica. Ainda, apresenta a menor resistência flexural e foi afetada significativamente pelo envelhecimento mecânico. Ice Zirkon e Prettau apresentaram comportamento similar nas condições de envelhecimento, com resistência não afetada, além de aumentar a fase monoclínica com o tratamento hidrotérmico.

A espessura mínima recomendada para uma restauração de zircônia monolítica ainda não foi relatada. Com o intuito de se investigar essa espessura, que propiciaria em um preparo dental mais conservador, Ozer et al.⁴², em 2018, avaliou o efeito da espessura, do jateamento e do desgaste na zircônia monolítica Prettau (Zirkonzahn) após uma simulação de ciclos mastigatórios. Espécimes de 10 mm de diâmetro com 1,3 mm ou 0,8 mm de espessura foram confeccionados. Para cada espessura, 21 discos foram fabricados. Os espécimes de cada grupo

foram divididos em 3 subgrupos (n=7) de acordo com o tratamento aplicado em sua superfície: sem tratamento, jateamento com partículas de Al_2O_3 de 50 μm com pressão de 400 kPa à 10 mm, e desgaste com broca diamantada seguida de polimento. O ensaio de resistência à flexão biaxial foi determinado pelo método *piston-on-3-balls* em máquina de ensaios universal (ponta de 1,4 mm de diâmetro, velocidade do atuador de 0,5 mm/min, até fratura). Difração de raios-X e microscopia eletrônica de varredura (MEV) foram realizados. Foi encontrado que espécimes com 1,3 mm tiveram resistência flexural significativamente maiores que espécimes com 0,8 mm ($p < 0,05$). Jateamento aumentou significativamente a resistência à flexão ($p < 0,05$), enquanto que o desgaste seguido de polimento não afetou ($p > 0,05$). Concluiu-se que a resistência à flexão da zircônia monolítica aumenta com a espessura, e o material pode suportar as forças mastigatórias tanto em 0,8 mm quanto em 1,3 mm. O jateamento aumenta a resistência flexural enquanto que o desgaste seguido de polimento não tem interferência.

A zircônia “cúbica” apresenta ótimas características de translucidez. Assim, Baldissara et al.²⁸, em 2018, avaliaram as propriedades ópticas de coroas de molar CAD/CAM de algumas zircônias com fase cúbica e compararam com o dissilicato de lítio. A zircônia Katana ultratranslúcida (UT) e supertranslúcida (ST) e o dissilicato de lítio (DL) foram fresados. Oitenta coroas monolíticas foram confeccionados através de dois arquivos CAD, um com espessura de 1,0 mm e outro com 1,5 mm, e foram subdivididas (n=20) em 4 grupos: UT 1 mm, UT 1,5 mm, ST 1 mm e DL 1,5 mm. Todos os grupos foram padronizados em cor A2. A translucidez das coroas foram mensuradas por transmissão total, utilizando um fotorradiômetro em câmara escura. A relação de contraste foi análise por espectrofotômetro na superfície vestibular das coroas. Quando os tipos de cerâmica foram analisados, diferença estatística significativa nos níveis de translucidez foram encontrados, sendo $UT\ 1 > ST\ 1 > UT\ 1,5 > DL\ 1,5$ (transmissão total; $p < 0,001$). A avaliação da relação de contraste mostrou resultados diferentes também ($p \leq 0,006$), no entanto, as diferenças entre ST 1 e UT 1,5 não foram significantes. Os autores concluíram que coroas tanto de ST 1 e UT 1, tanto na máxima espessura testada (UT 1,5) apresentaram translucidez significativamente maior que o dissilicato de lítio. A translucidez da zircônia foi melhorada pela eliminação da fase tetragonal, que é responsável pela tenacificação por transformação de fase. Assim, maiores estudos em relação as características da zircônia cúbica devem ser realizados.

Em 2018, Camposilvan et al.⁴¹ tiveram como objetivo avaliar zircônias de diferentes graus de translucidez em relação a microestrutura (composição de fase e tamanho de grão), propriedades mecânicas (resistência à flexão biaxial, e tenacidade à fratura), translucidez e comportamento quando em envelhecimento em autoclave à 134 °C. Foram utilizadas algumas

zircônias translúcidas, sendo uma zircônia convencional 3Y-TZP (Aadva ST, translucidez padrão), e três zircônias com translucidez melhorada (Aadva EI, esmalte intensivo; Aadva NT, translucidez natural; e Katana UTML, ultra translúcida). O envelhecimento foi conduzido em coroas com ou sem aplicação de glaze para melhor representação clínica. Os demais testes em discos de 1,5 mm de espessura e 1,2 mm de diâmetro. Foi encontrado que um maior conteúdo de fase cúbica leva a uma maior translucidez e estabilidade em vapor de água, mas diminui a resistência e a tenacidade à fratura. Concluiu-se que a presença de fase cúbica tem como vantagem o aumento da translucidez e ausência de degradação hidrotérmica. No entanto, esta ausência de tenacificação na zircônia cúbica diminui severamente sua resistência mecânica, podendo limitar a aplicação em situação de alto estresse mecânico.

Em 2018, Pereira et al.⁴⁰, tiveram como objetivo caracterizar as propriedades mecânicas (estática e sob fadiga), a microestrutura cristalina e a topografia de superfície de 3 zircônias, antes e após envelhecimento em autoclave. Espécimes em forma de disco foram confeccionados de zircônia de segunda geração (Katana ML/HT – alta translucidez) e terceira geração (Katana STML – supertranslúcida e UTML – ultratranslúcida) de acordo com a norma ISO 6872-2015 para ensaio de resistência à flexão biaxial (15 mm de diâmetro e $1,2 \pm 0,2$ mm em espessura). Foi encontrado que ML é composta de cristais tetragonais, enquanto que STML e UTML apresentaram conteúdo cúbico. O envelhecimento aumentou a fase monoclinica para ML e não afetou STML e UTML. Análise topográfica encontrou diferentes tamanhos de grão na superfície da cerâmica (UTML>STML>ML) e o envelhecimento não interferiu neste resultado. Análises de Weibull mostraram uma maior resistência característica para ML tanto antes como após o envelhecimento e o módulo de Weibull foi igual estatisticamente para todos os grupos. ML também obteve as maiores taxas de sobrevivência (ML>STML>UTML), tanto para resistência à fadiga quanto para número de ciclos. Todas as fraturas originaram-se de defeitos superficiais no lado de tração. As zircônias de terceira geração (Katana STML e UTML) são materiais totalmente estabilizados em fase tetragonal (com fase tetragonal e cúbica), sendo totalmente inertes ao envelhecimento em autoclave e apresentaram as menores propriedades mecânicas que a as de segunda geração (Katana ML – material metaestável).

A incerteza quanto a influência da pigmentação e dos parâmetros de sinterização nas propriedades ópticas e mecânicas da zircônia monolítica motivou os estudos de Sen et al.²⁶, em 2018. A resistência à flexão biaxial e os parâmetros de translucidez foram avaliados em espécimes planos (N=210) em forma de disco (15 mm de diâmetro e espessura de 1,0) em algumas zircônias monolíticas: Vita YZ HTWhite [VYZa]; Vita YZ HTColor A2 [VYZb]; Prettau Zirkonzahn [PZ]; Prettau Anterior Zirkonzahn [PZA]. Metade das amostras passou por

processo de pigmentação enquanto a outra metade não. Então, os espécimes foram divididos em 3 subgrupos (n=10) de acordo com a temperatura final de sinterização (1350 °C, 1450 °C e 1600 °C). Os parâmetros de translucidez foram determinados em espectrofotômetro e a resistência à flexão biaxial foi testada em máquina de ensaios universal pelo método *piston-on-3 balls*. Os dados foram analisados estatisticamente por regressão múltipla multivariada e teste de Bonferroni ($\alpha=0,05$). Diferenças significantes foram encontradas entre os grupos baseado nos resultados dos parâmetros de translucidez e resistência à flexão biaxial ($p<0,05$). A translucidez foi afetada pelas mudanças na temperatura final de sinterização, apesar de não ter sido encontrado efeito significativo para resistência à flexão biaxial, exceto para PZ (sem pigmentação) sinterizada à 1350°C, que registrou menor valor que os subgrupos sinterizados à 1450°C e 1600°C ($p<0,05$). A aplicação de líquido de pigmentação diminui a translucidez significativamente para VYZa (1350°C) e não teve efeito para os grupos de PZ e PZA. Não houve efeito significativo do processo de pigmentação na resistência à flexão biaxial de todos os materiais testados. Concluiu-se que o aumento da temperatura final de sinterização leva a um aumento da translucidez com impacto mínimo na resistência à flexão biaxial. A pigmentação deve ser considerada no momento da escolha do material para evitar possível redução da translucidez.

Restaurações de zircônia policristalina estabilizada em fase tetragonal por ítria tem sido utilizada há décadas devido a tenacidade à fratura e resistência à flexão aumentadas pelos estresses indutores de transformação martensítica, que tenacifica a zircônia. No entanto, a estética da zircônia fica debilitada por sua baixa translucidez. Em 2018, Shahmiri et al.³⁹, realizaram uma revisão sistemática para avaliar aspectos mecânicos, químicos e ópticos da zircônia monolítica. Para isso, foram realizadas buscas de estudos em inglês nas bases de dados ProQuest, EMBASE, SciFinder, MRS Online Proceedings Library, Medline, Compendex, e Journal of the American Ceramic Society, de 2010 a 2015). Ao todo, 57 estudos foram considerados para revisar as características intrínsecas e extrínsecas da zircônia e seus efeitos nas propriedades ópticas. Concluíram que embora o dissilicato de lítio reforçado por zircônia ofereça os melhores resultados estéticos, zircônias que possuem transformação martensítica oferecem as melhores propriedades mecânicas e estabilidade à longo prazo. Zircônia cúbica oferece um potencial comprometimento. As propriedades desses materiais podem ser alteradas até certo ponto através da aplicação apropriada de parâmetros intrínsecos (tais como, recozimento) e extrínsecos (como, por exemplo, correspondência de cores).

Em 2018, Walczak et al.²⁷, avaliaram a influência do envelhecimento na translucidez de algumas zircônias: Cercon ht White, BruxZir Solid Zirconia, Zenostar T0 e Lava Plus. Foram

confeccionados 120 espécimes em forma de discos ($n=30$), os quais foram submetidos ao envelhecimento em autoclave (134°C , $0,2\text{ MPa}$, 5 horas). Os parâmetros de cor CIELab (L^* , a^* , b^*) e reflectância luminosa (Y) foram mensurados com espectrofotômetro antes e depois do envelhecimento. A Relação de Contraste (RC) e Parâmetros de translucidez (PT) foram então calculadas. O modelo linear geral (Bonferroni ajustado) foi utilizado para comparar tanto os parâmetros de antes e após o envelhecimento bem como entre os diferentes materiais ($p=0,05$). RC e PT apresentaram diferença estatística significativa antes e após o envelhecimento em todos os grupos. Antes do envelhecimento, Zenostar T apresentou a maior translucidez e Lava Plus a menor. Após o envelhecimento, Cercon ht e Zenostar T apresentaram a maior translucidez e BruxZir e Lava Plus a menor. O envelhecimento reduziu a translucidez em todos os espécimes testados e diferentes resultados de translucidez foram detectados entre as diferentes zircônias. Concluiu-se que o envelhecimento pode influenciar a translucidez, no entanto, as diferenças foram mínimas e provavelmente indetectáveis a olho nu.

4 MATERIAL E MÉTODO

Neste estudo foram utilizados 3 materiais cerâmicos indicados para confecção de coroas monolíticas: 1. zircônia parcialmente estabilizada por ítria Prettau (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Itália) (Figura 1); 2. zircônia totalmente estabilizada por ítria Prettau Anterior (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Itália) (Figura 2); 3. dissilicato de lítio IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Figura 3).

Figura 1 – Blocos de zircônia parcialmente estabilizada por ítria Prettau



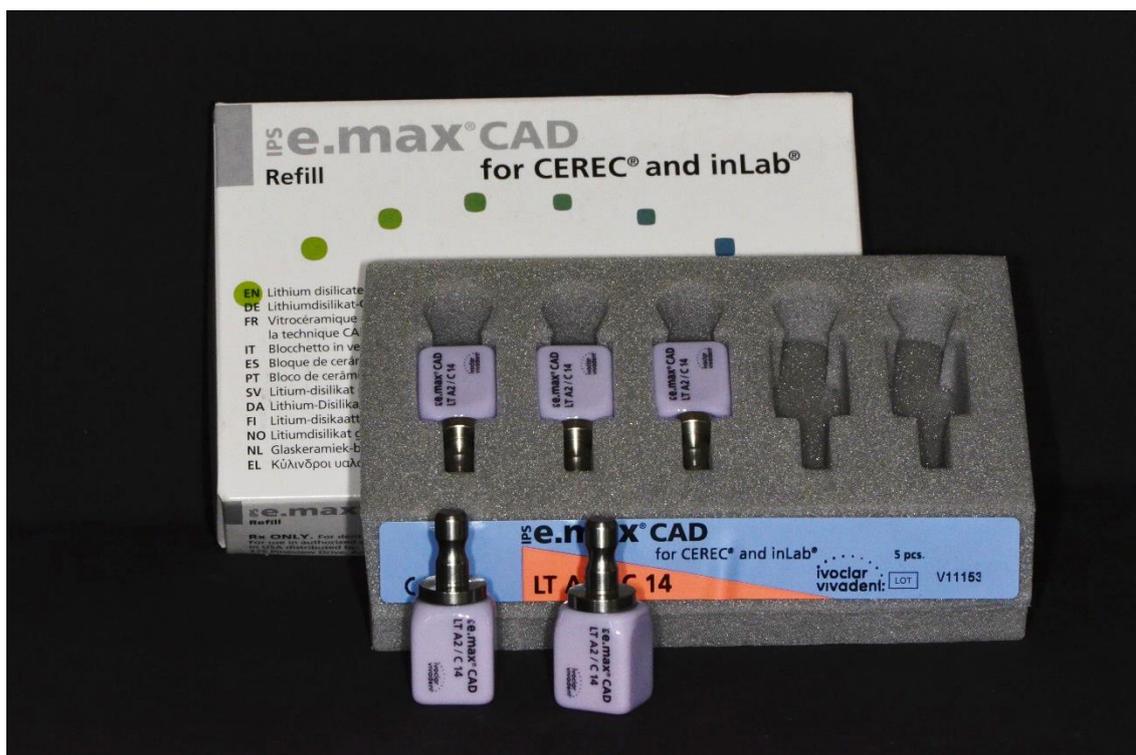
Fonte: <http://www.zirkonzahn.com/pt/zirconia-prettau/zirconia-prettau>.

Figura 2 - Blocos de zircônia totalmente estabilizada por ítria Prettau Anterior



Fonte: <http://www.zirkonzahn.com/pt/zirconia-prettau/prettau-anterior>.

Figura 3 – Blocos de IPS e.max CAD utilizados



Fonte: Elaboração própria.

4.1 Caracterização dos Materiais Utilizados

Para caracterização mecânica e microestrutural foram realizados o ensaio de resistência à flexão biaxial da zircônia Prettau, zircônia Prettau Anterior, dissilicato de lítio IPS e.max CAD, cálculo do módulo de Weibull através destes valores e microscopia eletrônica de varredura.

4.1.1 Confeção dos corpos-de-prova de zircônia

Os blocos de zircônia (Prettau e Prettau Anterior) pré-sinterizados foram usinados em forma cilíndrica (Figura 4) e cortados em cortadora de precisão Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) com dimensão 20% maior que o tamanho final desejado devido à contração de sinterização (Figura 5). Com o auxílio de um dispositivo metálico, os discos de zircônia ainda verde foram submetidos a um polimento em meio aquoso em polidora mecânica Metaserv (Buehler, Londres, Inglaterra) com lixas sequenciais de carbeto de silício de granulação de 1200, 2400 e 4000³⁶ (Figura 6). A sinterização foi realizada em forno Infire HTC Speed (Sirona Dental Systems LLC, Charlotte, EUA), seguindo as recomendações do fabricante (temperatura de sinterização Prettau: 1600 °C; Prettau Anterior: 1450 °C. Após sinterização, os corpos-de-prova ilustrados na Figura 7 tiveram suas dimensões (12 mm de

diâmetro e $1,2 \pm 0,1$ mm de espessura) conferidas com paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, Kanagawa, Japão).

Figura 4 - Blocos de zircônia pré-sinterizados usinados em cilindros



Fonte: Elaboração própria.

Figura 5 – Discos após corte em cortadora de precisão



Fonte: Elaboração própria.

Figura 6 - Dispositivo para polimento da zircônia



Fonte: Elaboração própria.

Figura 7 – Ilustração da contração de sinterização de 20% da zircônia

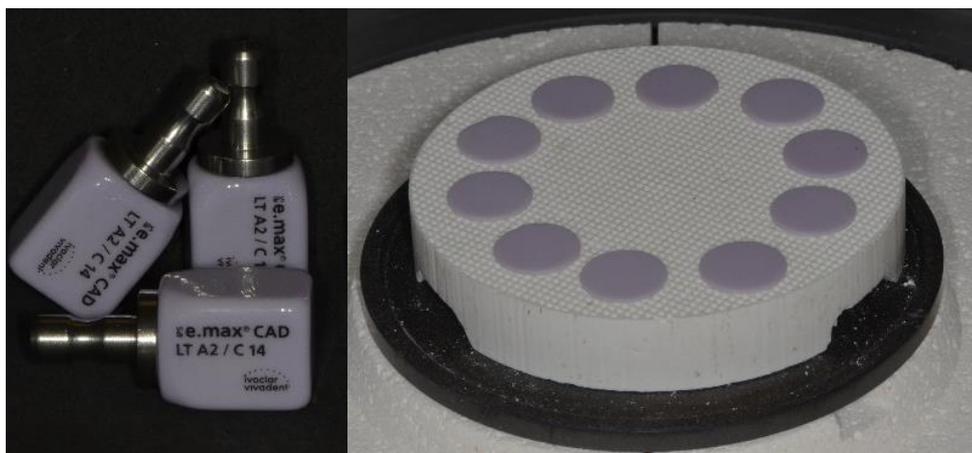


Fonte: Elaboração própria.

4.1.2 Confeção dos corpos-de-prova de dissilicato de lítio

As amostras de dissilicato de lítio IPS e.max CAD foram confeccionadas de maneira semelhante as de zircônia, com a diferença de serem cortadas no tamanho final (12 mm de diâmetro e 1,2 mm de espessura) por não apresentarem contração durante a cristalização em forno Programat S1 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Figura 8). O polimento foi realizado em meio aquoso em polidora mecânica Metaserv (Buehler, Londres, Inglaterra) com lixas sequenciais de carbeto de silício de granulação de 600, 800 e 1200⁵³.

Figura 8 – Discos de dissilicato de lítio em forno Programat S1 para cristalização das amostras

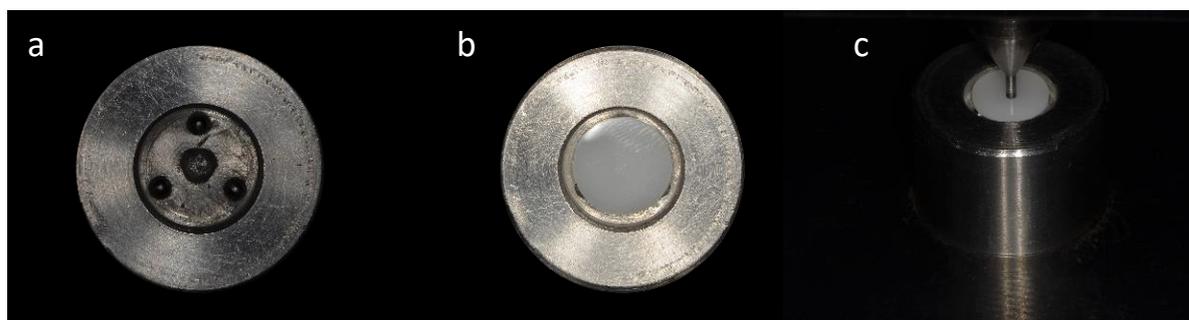


Fonte: Elaboração própria.

4.1.3 Ensaio de resistência à flexão biaxial

Os espécimes de cada material (n=30) foram submetidos ao ensaio de resistência à flexão biaxial (*piston-on-three-ball test*) de acordo com a norma ISO 6872:2015 para materiais cerâmicos odontológicos⁵⁵, na máquina de ensaios universal MTS 810. Cada corpo-de-prova foi posicionado centralmente em três esferas de aço endurecido com diâmetro de 2,5 mm posicionadas a 120° entre si, formando uma área circular de apoio com um diâmetro de 10 mm. O corpo-de-prova foi posicionado concentricamente nestes suportes e a carga foi aplicada com um pistão de ponta ativa plana de diâmetro de 1,4 mm no centro do espécime, com velocidade de atuador de 1 mm/min. A Figura 9 ilustra o ensaio de resistência à flexão biaxial.

Figura 9 – Ensaio de resistência à flexão biaxial



a) base contendo três esferas de aço endurecido para apoio dos espécimes; b) espécime posicionado sobre as esferas; c) pistão posicionado no centro do espécime para realização do ensaio de flexão biaxial.

Fonte: Elaboração Própria.

Para o cálculo da resistência à flexão biaxial (σ), em megapascal, a seguinte equação foi utilizada:

$$\sigma = -0,2387P(X-Y)/b^2$$

Onde:

σ : é o estresse de tração máximo, em megapascal;

P: é o total de carga que causa fratura, em Newtons

$$X = (1+\nu)\ln(r_2/r_3)^2 + [(1-\nu)/2](r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1+\nu)[1+\ln(r_1/r_3)^2] + (1-\nu)(r_1/r_3)^2$$

b: é a espessura do espécime na origem da fratura em milímetros
na qual:

ν : coeficiente de Poisson

r_1 : raio do círculo de apoio em milímetros

r_2 : raio da área que sofre carga, em milímetros

r_3 : raio do espécime, em milímetros

4.1.4 Parâmetros de Weibull

Para avaliar a confiabilidade dos compostos cerâmicos, os valores de resistência à flexão foram submetidos à estatística de Weibull, utilizando a seguinte equação:

$$P = 1 - \exp\left\{-\left(\frac{S}{S_0}\right)^m\right\}$$

onde:

P = probabilidade de falha;

m = módulo de Weibull;

σ = tensão de ruptura do material

σ_0 = resistência característica.

O módulo de Weibull, indicado por “m”, e a resistência característica, representada por “ σ_0 ”, são obtidos transformando a equação anterior na equação a seguir, e plotando os resultados, no plano Cartesiano “ $\ln\{\ln(1/(1-P))\}$ vs $\ln \sigma$ ”, que é um recurso para transformar a relação entre ‘P’ e ‘m’ em uma reta.

$$\ln\left\{\frac{1}{1-P}\right\} = m \cdot \ln S - m \cdot \ln S_0$$

O módulo de Weibull “m” foi determinado utilizando fatores de correção, segundo o número de amostras utilizadas, e aplicando-se a norma DIN-51-110.

4.1.5 Microscopia eletrônica de varredura

Para a análise de microscopia eletrônica de varredura, foram utilizados 3 corpos-de-prova de cada material, confeccionados conforme descrito anteriormente. Os espécimes de dissilicato de lítio foram atacados por 60 segundos com ácido fluorídrico 10%. Os de zircônia foram aquecidos à 1400 °C por 30 minutos para revelar a microestrutura⁵⁹. Após a limpeza com álcool isopropílico em ultrassom (Thornton, Inpec Eletronics, Vinhedo, SP, Brasil) por 3 minutos, os espécimes foram fixados com cola de prata ao suporte metálico e o conjunto submetido à deposição de uma fina camada de ouro por 100 segundos à 40 mA (SC760 mini Sputter Coater/Glow Discharge System, Quorum Technologies Ltda, West Sussex, UK). As análises foram realizadas no microscópio eletrônico de varredura (JEOL – JSM 6510, Jeol, Tóquio, Japão) operando a 10 kV, para ilustração da microestrutura dos materiais do estudo.

4.2 Resistência à Fratura de Espécimes de Zircônia Monolítica e Dissilicato de Lítio com Diferentes Espessuras

Espécimes de zircônia totalmente estabilizada por ítria, parcialmente estabilizada por ítria e dissilicato de lítio em espessuras de 0,5 mm, 1 mm e 1,5 mm foram cimentados sobre substrato de resina epóxi para cálculo da resistência à fratura.

4.2.1 Confeção dos corpos-de-prova de zircônia

Os espécimes de zircônia (Prettau e Prettau Anterior) foram confeccionados conforme descrito em 4.1.2, com diferentes espessuras de modo que após a sinterização tivessem as espessuras de 0,5 mm, 1 mm e 1,5 mm (n=30) conferidas com paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, Kanagawa, Japão) (Figura 10).

Figura 10 – Checagem da espessura dos espécimes com paquímetro digital



Fonte: Elaboração Própria.

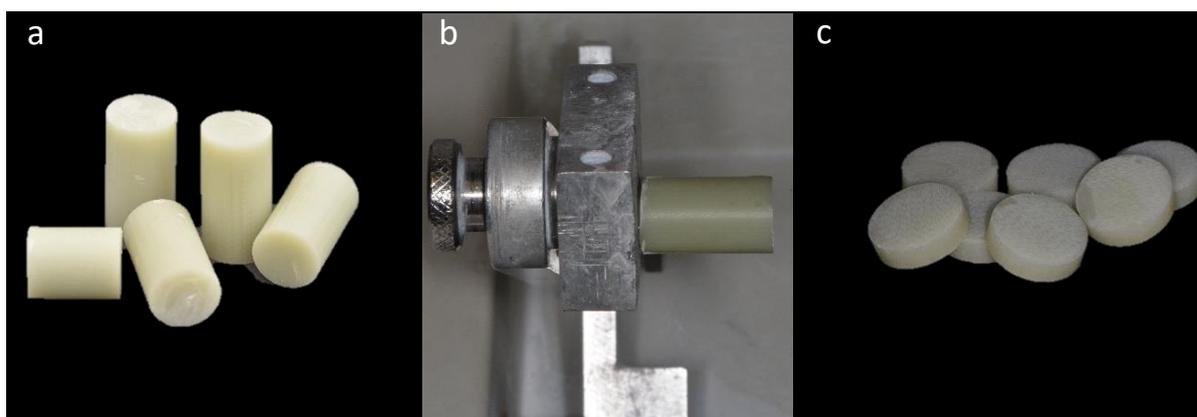
4.2.2 Confeção dos corpos-de-prova de dissilicato de lítio

As amostras de dissilicato de lítio IPS e.max CAD nas espessuras de 0,5 mm, 1 mm e 1,5 mm com 12 mm de diâmetro (n=30) foram confeccionadas conforme descrito em 4.1.3.

4.2.3 Obtenção do substrato de resina epóxi

Foram utilizados 270 discos de resina epóxi G10 (Epoxyglas™; NEMA Grade FR4). Este material, fornecido em forma cilíndrica com 12 mm de diâmetro, foi cortado em cortadora de precisão Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) na espessura de 3 mm, buscando-se simular uma espessura de dentina em um preparo para coroa total (Figura 11). Discos de zircônia e de dissilicato de diferentes espessuras foram cimentados sobre os discos de resina epóxi para o ensaio de resistência à fratura.

Figura 11 - Confeção dos discos de resina epóxi G10



a) resina epóxi G10; b) material posicionado em cortadora de precisão; c) discos de resina epóxi G10 com 12 mm de diâmetro e 3 mm de espessura. Fonte: Elaboração Própria.

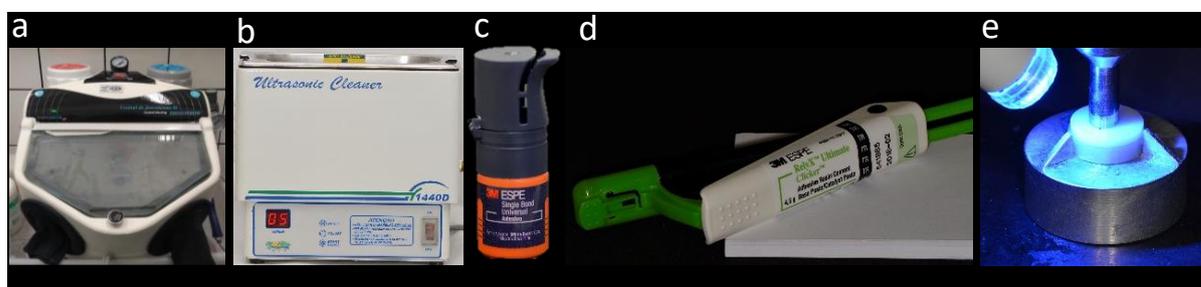
4.2.4 Cimentação dos discos no substrato de resina epóxi

A cimentação dos discos de zircônia e de dissilicato de lítio foi realizada com o cimento resinoso adesivo dual RelyX Ultimate (3M ESPE, St Paul, MN, USA).

Os discos de zircônia tiveram uma das superfícies jateada com partículas de Al_2O_3 100 μm com pressão de 2 bar, conforme recomendações do fabricante, em jateador Basic Classic (Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha). As amostras (tanto os discos de zircônia como os de resina epóxi) foram então imersas em banho de ultrassom, sendo 5 minutos em álcool isopropílico e 5 minutos em água destilada, seguido de secagem com jatos de ar livre de óleo. Foi aplicado Single Bond Universal (3M ESPE, St Paul, MN, USA), deixando agir por 20

segundos, seguido de leve jato de ar por 5 segundos (tanto na zircônia como na resina epóxi). O cimento foi dispensado em uma placa de vidro, manipulado e aplicado na resina epóxi. O disco de zircônia foi assentado sobre o disco de resina epóxi, mantendo-se uma carga constante de 10 N⁴³ por 10 minutos através de um peso. A fotopolimerização foi realizada em 3 pontos distintos por 20 segundos cada, com fotopolimerizador com luz de LED (Radii Cal; SDI Brasil Industria e Comércio LTDA, São Paulo, Brasil), sendo aguardado 6 minutos para a polimerização química (Figura 14). A Figura 12 ilustra a sequência de cimentação dos espécimes de zircônia.

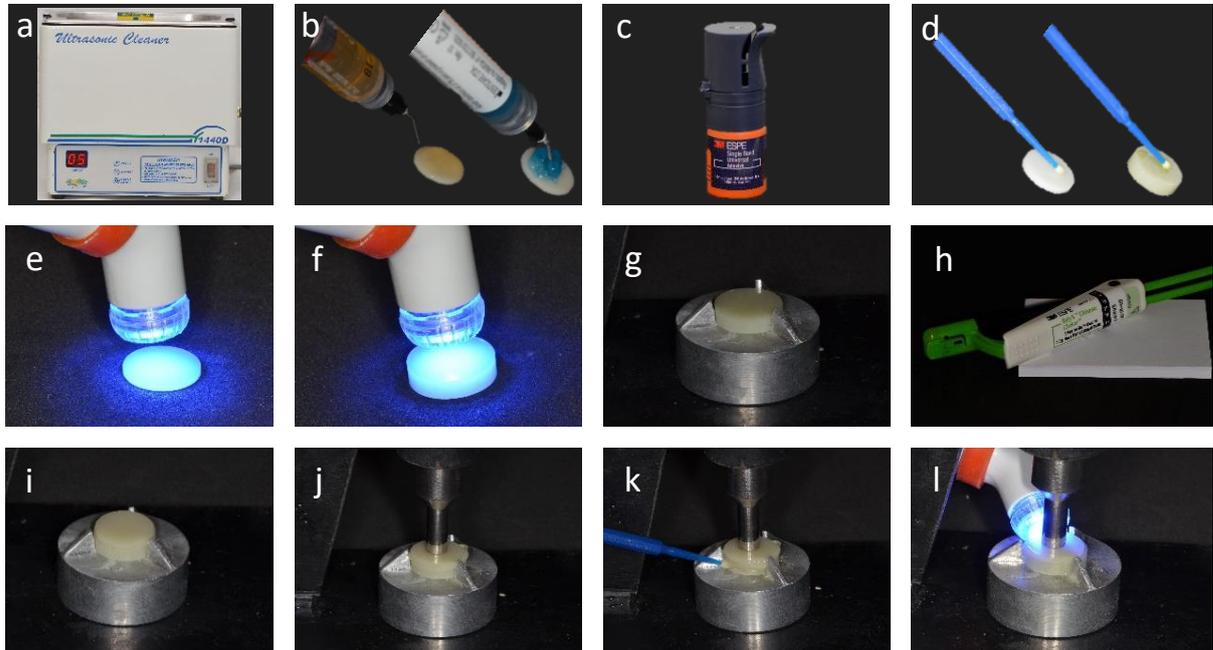
Figura 12 – Cimentação dos discos de zircônia



a) jateador utilizado para tratamento de superfície das amostras; b) ultrassom para realização da limpeza das amostras, sendo 5 minutos em álcool isopropílico e 5 minutos em água destilada; c) Adesivo single bond universal; d) Cimento resinoso RelyX Ultimate; e) polimerização da amostra posicionada em dispositivo específico com padronização de carga constante de 10 N. Fonte: Elaboração Própria.

Para cimentação dos discos de dissilicato de lítio foi aplicado ácido fluorídrico a 10% por 20 segundos, seguido de lavagem e secagem. Posteriormente, foi aplicado o ácido fosfórico a 37% no disco para remoção de resíduos durante 60 segundos. Após lavagem e secagem, os procedimentos foram iguais aos descritos para a cimentação da zircônia na resina epóxi. A Figura 13 ilustra a sequência de cimentação dos espécimes de dissilicato de lítio.

Figura 13 – Sequência de cimentação dos espécimes de dissilicato de lítio IPS e.max CAD



a) ultrassom para limpeza dos discos de e.max e da resina epóxi G10; b) aplicação de 20s de ácido fluorídrico 10%, lavagem e aplicação de 1 minuto de ácido fosfórico 37%; c) adesivo single bond universal; d) aplicação do adesivo tanto no disco de e.max como de G10; e) fotopolimerização do adesivo no e.max; f) fotopolimerização do adesivo no G10; g) posicionamento do disco de G10 no dispositivo de cimentação; h) cimento resinoso RelyX Ultimate; i) assentamento do disco de e.max sobre o disco de G10 com o cimento; j) posicionamento da carga de 10 N; k) limpeza dos excessos de cimento; l) fotopolimerização do cimento. Fonte: Elaboração Própria.

Após a cimentação, os espécimes foram armazenados em água destilada a 37 °C por 24 horas⁴³.

4.2.5 Ensaio de resistência à fratura

Os espécimes de cada material foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura em máquina de ensaios MTS 810. Cada corpo-de-prova foi posicionado concentricamente em um suporte metálico plano e a carga foi aplicada com um pistão de ponta ativa plana de diâmetro de 1,4 mm no centro do espécime. Os valores foram mensurados em Newtons (N).

4.3 Análises em Espectrofotômetro

Para testar a hipótese de que diferentes espessuras podem alterar as propriedades ópticas dos materiais envolvidos, foram avaliadas a transmitância e refletância nos comprimentos de onda de 360 – 740 nm, dos espécimes variando as espessuras. Foram confeccionados 10 espécimes de cada material (zircônia Prettau, zircônia Prettau Anterior e dissilicato de lítio IPS e.max CAD) em cada espessura (0,5 mm, 1 mm e 1,5 mm), os quais foram submetidos a 5 medições sob iluminação padronizada, a cada 10 nm com ajuda de um espectrofotômetro computadorizado (CM-2600d, Konica Minolta Sensing, Inc., Osaka, Japão). A média das 5 medidas de cada espécime foi utilizada. Valores de luminosidade, croma vermelho-verde e amarelo-azul, ângulo de matiz foram calculados desde os dados de transmitância e refletância usando um programa de computador (Spectra-Magic V 3.61, Konica Minolta Sensing Inc., Osaka, Japão).

A partir dos dados de transmitância e refletância obtidos em diferentes comprimentos de onda foi calculada a translucidez⁶⁰:

$$\text{Translucidez: } [(L_p - L_b)^2 + (a_p - a_b)^2 + (b_p - b_b)]^{1/2}$$

Onde: L_p = Luminosidade sob fundo preto, L_b =Luminosidade sob fundo branco, a_p = croma vermelho-verde sob fundo preto, a_b = croma vermelho-verde sob fundo branco, b_p = croma amarelo-azul sob fundo preto, b_b = croma amarelo-azul sob fundo branco.

5 RESULTADOS

5.1 Ensaio de Resistência à Flexão Biaxial e Parâmetros de Weibull

A Tabela 1 mostra as médias obtidas de resistência à flexão biaxial, resistência característica e módulo de Weibull (m). ANOVA à 1 fator ($F_{2,87}=410,807$, $\rho<0,001$) indicou diferença estatística significativa e o pós-teste de Tukey mostrou que a diferença existia entre todos os grupos. Houve significância entre todos os grupos em relação à resistência característica, mas não em relação ao módulo de Weibull.

Tabela 1 - Média de resistência à flexão biaxial (RFB), resistência característica (σ_0) e módulo de Weibull (m), com intervalo de confiança (IC) de 95 % para σ_0 e m

Material	RFB	σ_0	IC	m	IC
Prettau	683,0 \pm 70,23 ^a	700,31 ^a	678,79-721,90	13,30 ^a	9,75-17,91
Prettau Anterior	438,6 \pm 64,1 ^b	461,27 ^b	438,61-484,43	8,24 ^a	6,04-11,10
IPS e.max CAD	248,6 \pm 37,3 ^c	257,21 ^c	245,53-269,10	8,94 ^a	6,55-12,04

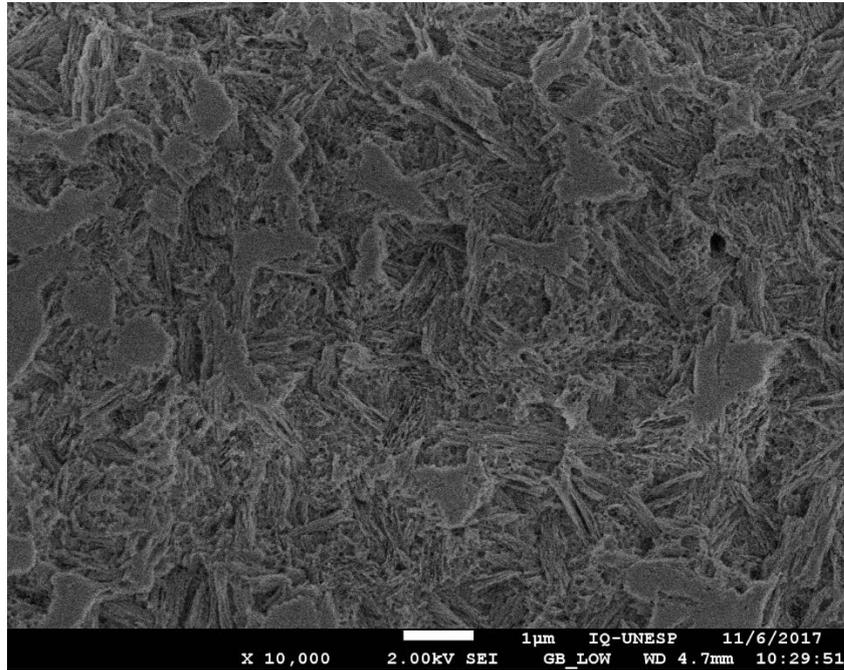
Na mesma coluna, letras iguais correspondem à similaridade estatística. Diferentes letras correspondem a diferença estatística.

Fonte: Elaboração própria.

5.2 Microscopia Eletrônica de Varredura

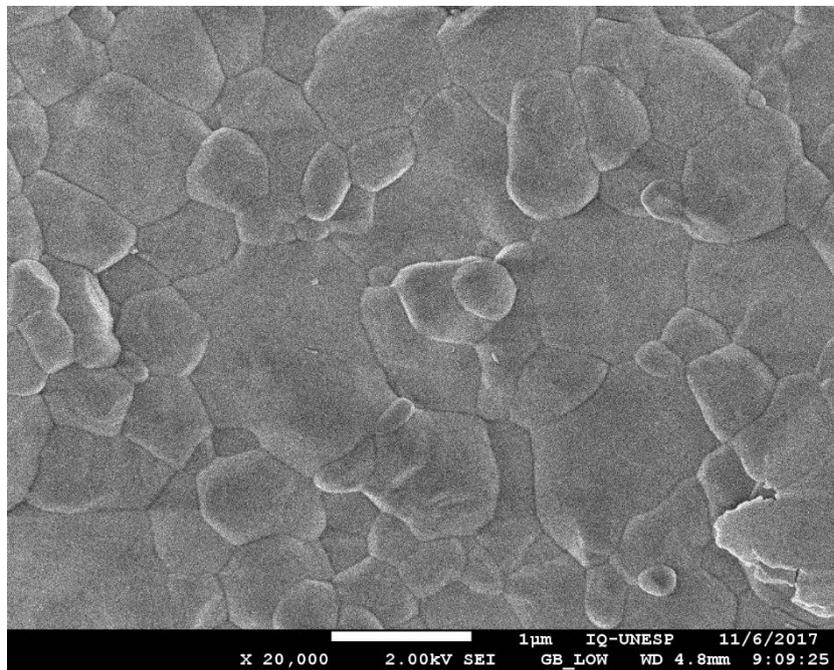
A Figura 14 mostra uma imagem de microscopia eletrônica de varredura do dissilicato de lítio, mostrando estrutura cristalina tipicamente em forma de agulha. Pode-se observar grãos notavelmente maiores para a zircônia totalmente estabilizada por ítria Prettau Anterior (Figura 15) em comparação com a zircônia parcialmente estabilizada por ítria Prettau (Figura 16).

Figura 14 - Imagem de microscopia eletrônica de varredura em magnificação de 10000 x do dissilicato de lítio IPS e.max CAD



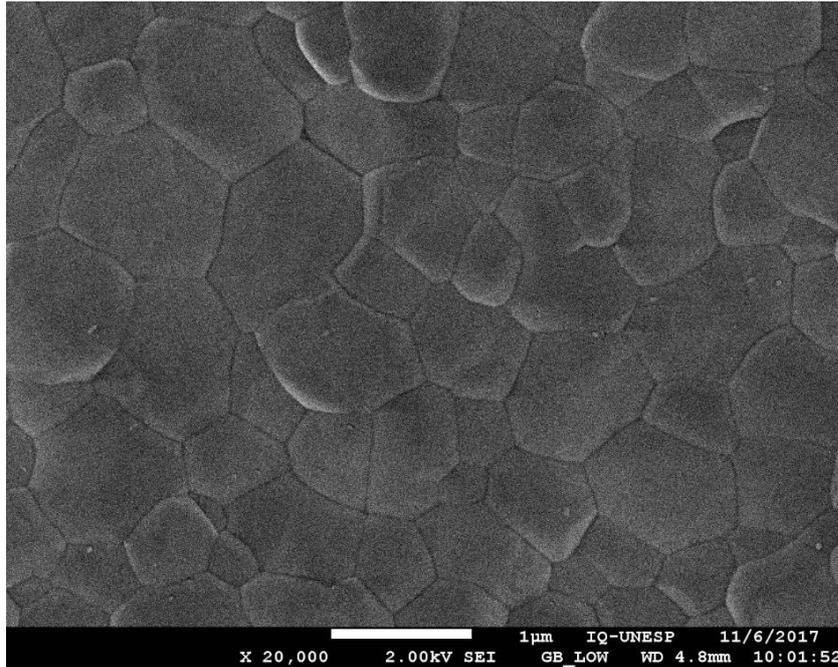
Fonte: Elaboração Própria.

Figura 15 - Imagem de microscopia eletrônica de varredura em magnificação de 20000 x da zircônia Prettau Anterior



Fonte: Elaboração própria.

Figura 16 - Imagem de microscopia eletrônica de varredura em magnificação de 20000 x da zircônia Prettau



Fonte: Elaboração própria.

5.3 Resistência à Fratura

Para análise dos dados de resistência à fratura foi utilizado ANOVA à dois fatores (Cerâmica e Espessura), que encontrou diferenças estatísticas significantes entre todas as cerâmicas ($p < 0,001$) e espessuras ($p < 0,001$), e entre as interações ($p < 0,001$), conforme descrito na Tabela 2. A Tabela 3 mostra os valores médios, desvios-padrão e comparação pelo pós-teste de Tukey. A zircônia parcialmente estabilizada por ítria Prettau teve os maiores valores de resistência à fratura, exceto na espessura de 0,5 mm, onde não houve diferença estatística entre as cerâmicas. Não houve diferença estatística significativa entre dissilicato de lítio e zircônia totalmente estabilizada por ítria Prettau Anterior nas espessuras de 0,5 mm e 1 mm, mas na espessura de 1,5 mm, dissilicato de lítio obteve o maior valor.

Tabela 2 - ANOVA à dois fatores (cerâmica e espessura) para análise da resistência à fratura

Fonte de Variação	SQ	GL	QM	F	Sig.
Cerâmica	16179006,75	2	8089503,377	54,296	0<,001
Espessura	52160115,90	2	26080057,95	175,048	0<,001
Cerâmica x Espessura	12541238,24	4	3135309,560	21,044	0<,001
Erro	38885943,55	261	148988,289		
Total	2068066896	270			
Total Corrigido	119766304,4	269			

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 3 - Média de resistência à fratura (N) para cerâmicas com diferentes espessuras cimentadas sobre substrato de resina epóxi

	e.max	Prettau Anterior	Prettau
0,5	2271 ±241 ^{Aa}	2070±275 ^{Aa}	2181±457 ^{Aa}
1,0	2617±346 ^{Ba}	2432±394 ^{Ba}	2863±315 ^{Bb}
1,5	3022±400 ^{Cb}	2741±446 ^{Ca}	3979±515 ^{Cc}

Diferentes letras maiúsculas sobrescritas em colunas e letras minúsculas em linhas indicam diferença significativa ($\rho < 0,05$, teste de Tukey, $n=30$).

Fonte: Elaboração própria.

Os resultados da análise de Weibull estão apresentados na Tabela 4. A resistência característica foi proporcional a espessura da cerâmica. Para a espessura de 0,5 mm, dissilicato de lítio teve um valor maior que o de zircônia totalmente estabilizada por ítria Prettau Anterior. Na espessura de 1 mm, Prettau foi o material mais resistente entre as cerâmicas com a mesma espessura. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as cerâmicas quando em 1,5 mm de espessura. Em relação ao módulo de Weibull, não houve diferença estatística significativa com diferentes espessuras, exceto para Prettau em 0,5 mm, que apresentou o menor valor.

Tabela 4 - Módulo de Weibull (m) e resistência característica (σ_0) calculados a partir dos dados de resistência à fratura, com intervalo de confiança (IC) de 95%

Material	σ_0 (N)	IC	M	IC
e.max 0,5	2449,42 ^c	2333,30 – 2567,88	8,55 ^{a,b}	6,27 – 11,51
e.max 1	2675,51 ^b	2578,55 – 2773,29	11,25 ^a	8,25 – 15,15
e.max 1,5	2893,98 ^a	2790,08 – 2998,72	11,36 ^a	8,33 – 15,29
PA 0,5	2134,43 ^d	2050,04 – 2219,82	10,29 ^a	7,55 – 13,86
PA 1	2558,14 ^{b,c}	2422,74 – 2697,06	7,64 ^{a,b}	5,60 – 10,28
PA 1,5	2781,43 ^{a,b}	2673,57 – 2890,48	10,50 ^a	7,70 – 14,14
P 0,5	2341,67 ^{c,d}	2173,76 – 2517,37	5,58 ^b	4,09 – 7,51
P 1	2956,26 ^a	2853,19 – 3060,06	11,70 ^a	8,58 – 15,76
P 1,5	2781,43 ^{a,b}	2675,57 – 2890,48	10,50 ^a	7,70 – 14,14

Para a mesma coluna, letras iguais correspondem à similaridade estatística. Diferentes letras correspondem a diferença estatística.

Fonte: Elaboração própria.

5.4 Translucidez

Para análise dos dados de translucidez foi utilizado ANOVA à dois fatores (Cerâmica e Espessura), que encontrou diferenças estatísticas significantes entre todas as cerâmicas ($\rho < 0,001$) e espessuras ($\rho < 0,001$), e entre as interações ($\rho < 0,001$), conforme descrito na Tabela 5. Quanto mais espesso, menos translucidez foi constatada. Em relação ao tipo de cerâmica, dissilicato de lítio foi o mais translúcido, seguido de Prettau anterior e depois Prettau, o qual foi o menos translúcido. A Tabela 6 mostra os valores médios, desvios-padrão e comparação pelo pós-teste de Tukey. O dissilicato de lítio de 0,5 mm foi o grupo mais translúcido, seguido pelo dissilicato de lítio de 1 mm. Similaridade estatística foi encontrado entre Prettau Anterior e Prettau de 0,5 mm, Prettau Anterior de 1 mm e dissilicato de lítio de 1,5 e Prettau 1 e dissilicato de lítio 1,5. Prettau de 1,5 mm foi o grupo menos translúcido.

Tabela 5 - ANOVA à dois fatores (cerâmica e espessura) para análise da translucidez

Fonte de Variação	SQ	GL	QM	F	Sig.
Cerâmica	692,652	2	346,326	756,506	<0,001
Espessura	1260,621	2	630,311	1376,836	<0,001
Cerâmica x Espessura	120,727	4	30,182	65,929	<0,001
Erro	37,082	81	0,458		
Total	26514,393	90			
Total Corrigido	2111,082	89			

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 6 - Média de translucidez para cerâmicas com diferentes espessuras

	e.max	Prettau Anterior	Prettau
0,5	27,24 ± 0,06 ^{Aa}	18,63 ± 0,51 ^{Ab}	18,13 ± 0,62 ^{Ab}
1,0	19,63 ± 0,26 ^{Ba}	14,41 ± 1,50 ^{Bb}	13,49 ± 0,24 ^{Bc}
1,5	14,17 ± 0,52 ^{Ca}	11,99 ± 0,40 ^{Cb}	10,59 ± 0,45 ^{Cc}

Diferentes letras maiúsculas sobrescritas em colunas e letras minúsculas em linhas indicam diferença significativa ($p < 0,05$, teste de Tukey, $n=10$). Fonte: Elaboração própria.

6 DISCUSSÃO

Diferenças estatísticas significantes para a resistência à flexão biaxial entre todos os grupos foram encontradas. As duas zircônias utilizadas neste estudo podem ser consideradas como diferentes materiais, pois apresentam diferentes microestruturas. Prettau Anterior, por exemplo, contém maior conteúdo de ítria (8-12% mol)²⁶, o que a torna totalmente estabilizada em fase tetragonal, além de possuir grãos cúbicos, o que melhora a translucidez. Prettau, por sua vez, possui cerca de 4-6 % mol de ítria²⁶ e assim, é classificada como uma zircônia parcialmente estabilizada em fase tetragonal, pois tem a capacidade de transformação martensítica (mudança de fase tetragonal para monoclinica)⁶¹, que ocorre pontualmente em resposta a propagação de trincas. Essa transformação martensítica é acompanhada de um aumento de 3-4% em volume, o que gera um estresse de compressão na trinca em desenvolvimento, diminuindo sua propagação e aumentando a tenacidade à fratura^{6,38,61}. Conseqüentemente, Prettau é mais resistente que Prettau Anterior devido a fase cúbica não ser propensa ao fenômeno de tenacificação por transformação de fase^{26,35,37,39-41}. Se por um lado a estabilização total em fase tetragonal por quantidade aumentada de ítria é responsável pelo aparecimento de uma grande quantidade de cristais cúbicos na microestrutura deste tipo de zircônia⁴⁰, por outro lado o efeito no comportamento mecânico pode ser prejudicial e limitante em áreas de alto estresse funcional⁴¹, sugerindo que mais estudos sejam realizados para uma indicação mais segura deste material²⁸.

A respeito do dissilicato de lítio, menores valores de resistência à flexão biaxial eram esperados devido as suas características de vitrocerâmica, A zircônia possui estrutura policristalina, o que fornece maior resistência que cerâmicas vítreas como o dissilicato de lítio (Figuras 14, 15 e 16). Os resultados estiveram de acordo com os estudos de Camposilvan et al.⁴¹, que encontraram uma ligeira superioridade nos valores de resistência à flexão biaxial das zircônias translúcidas em comparação com o dissilicato de lítio, que segundo os autores, é de fato mais translúcido. O módulo de Weibull (m) é utilizada como um parâmetro estatístico de avaliação da confiabilidade estrutural, e quanto maior o valor de “m”, maior o nível de integridade e confiabilidade estrutural⁵⁶. No presente estudo, não houve diferença entre o módulo de Weibull das cerâmicas.

Embora a resistência à flexão biaxial seja um ensaio apropriado para avaliar a performance clínica de cerâmica em longo prazo^{26,61}, é importante avaliar a resistência à fratura de cerâmicas cimentados sobre um substrato, uma vez que o comportamento mecânico pode ser modulado por alguns fatores como propriedades do cimento, módulo de elasticidade, adesão

ao substrato e espessura da restauração indireta⁵⁸. Este estudo simulou um substrato de dentina através do uso de resina epóxi, baseado no estudo de Kelly et al.⁶², que não encontrou diferença estatística significativa entre o módulo de elasticidade da resina epóxi ($E=18,6$ GPa) e da dentina ($E=18$ GPa), e baseado na adesão à cimentos resinosos, tão bem como em outros estudos que utilizaram a resina epóxi com um substituto da dentina em ensaios mecânicos^{44,63-67}.

A espessura mínima de uma restauração cerâmica é importante para preservar os tecidos dentais^{1,2,43} e para permitir uma maior altura da parede axial para o preparo de dentes curtos⁴⁴. Estudos recentes têm discutido a influência da espessura na resistência mecânica de coroas cerâmicas^{1,43-50}. Uma redução da espessura oclusal diminui a resistência à fratura^{44,68}, mas é importante determinar qual a espessura mínima que uma restauração pode apresentar para manter eficiência clínica. Embora alguns estudos apresentem resultados apropriados de resistência à fratura para zircônias translúcidas de 0,5 mm em região de molar^{1,43,44,48,50}, estes estudos foram conduzidos em zircônias parcialmente estabilizadas por ítria, que teoricamente são mais resistentes devido ao processo de tenacificação por transformação de fase. Estudos com zircônia totalmente estabilizada por ítria indicam menores valores de resistência quando comparadas a zircônia parcialmente estabilizada por ítria^{37,39-41}.

Para o ensaio de resistência à fratura, foi demonstrado que a resistência das cerâmicas quando aderidas a um substrato não foi necessariamente relacionada diretamente com a resistência da cerâmica, uma vez que não houve diferença estatística significativa na carga de fratura de espécimes de 0,5 mm de espessura cimentados sobre substrato de resina epóxi, independente da cerâmica estudada (dissilicato de lítio, zircônia totalmente estabilizada por ítria e zircônia parcialmente estabilizada por ítria). Além disso, o dissilicato de lítio apresentou cargas de fratura equivalente ou até superiores a zircônia Prettau Anterior em algumas espessuras. Análises de Weibull mostraram que em 0,5 mm de espessura de cerâmica há uma tendência de diminuição do valor de “m”, especialmente para zircônia Prettau. Assim, os resultados indicam que 0,5 mm de espessura de cerâmica deveria ser evitada, mesmo quando um material de alta resistência fosse selecionado. Ainda, quando a estética é importante, a zircônia totalmente estabilizada por ítria em fase tetragonal não deveria ser empregada ao invés do dissilicato de lítio, porque este tipo de zircônia pode não ser mais resistente que o dissilicato de lítio, que é mais apropriado em termos de estética.

O melhor comportamento do dissilicato de lítio, apesar da menor resistência à flexão biaxial, pode ser relacionado a uma adesão mais efetiva ao substrato⁶⁹. Um agente de cimentação resinoso pode promover o “efeito de ponte” nos defeitos superficiais interfaciais devido ao efeito da contração volumétrica da resina composta que ocasiona em estresse de

tração na camada de cimento e estresse de compressão na cerâmica, fortalecendo assim o material e aumentando a resistência à fratura⁷⁰. O dissilicato de lítio pode ser condicionado com ataque de ácido fluorídrico à 10% para aumentar a rugosidade superficial e molhabilidade, em contraste com a zircônia, que é ácido-resistente⁷¹ e possui menor adesão à cimentos resinosos quando comparada com vitrocerâmicas. Considerando que menores incidências de perda da adesão no ensaio de carga de fratura em comparação principalmente com Prettau, pode ser sugerido que o dissilicato de lítio tem melhor adesão e aparentemente se beneficiou da cimentação. Um estudo recente mostrou que a resistência à fratura de coroas de dissilicato de lítio foi diretamente relacionada com as propriedades do cimento resinoso, enquanto que as coroas de zircônia parcialmente estabilizada por ítria (Vita YZ T) não foram afetadas pelo cimento resinoso⁷². Por outro lado, Campos et al.⁶⁴ encontraram que a resistência à fadiga de coroas de zircônia foi aumentada com o uso de cimentação adesiva; zircônia totalmente estabilizada não foi estudada ainda.

As instruções do fabricante de Prettau e Prettau Anterior (Zirkonzahn) indicam um procedimento geral para cimentação, mas não recomendam qualquer sistema adesivo específico ou cimento. No entanto, o fabricante destaca que se deve seguir as instruções do sistema adesivo e do cimento. Neste estudo foi selecionado o cimento resinoso RelyX Ultimate que é indicado para cimentação tanto de zircônia como de dissilicato de lítio. Os procedimentos de cimentação foram realizados seguindo as instruções do fabricante (3M/ESPE) que indicam diferentes pré-tratamentos para zircônia e para dissilicato de lítio. O recomendado primer/adesivo Single Bond Universal possui um monômero fosfatado ácido (10-MDP) que é capaz de promover adesão aos óxidos metálicos como óxido de zircônio^{73,74}. Este monômero é encontrado na maioria dos primers para zircônia⁷⁵⁻⁷⁶ e sua aplicação após o jateamento da superfície da zircônia pode levar a uma adesão mais efetiva^{73,77}. Além do monômero fosfatado ácido 10-MDP, o adesivo Single Bond Universal possui silano em sua composição, o que é importante para a adesão do dissilicato de lítio.

É importante se destacar que mesmo em espessuras de 0,5 mm, independente do sistema cerâmico, as cargas de fratura foram maiores que 1000 N, o que é maior que as cargas necessárias para garantir o desempenho clínico apropriado⁷⁸. No entanto, a metodologia deste estudo foi proposta para se mensurar a resistência à fratura de espécimes em geometria simples, o que permite uma avaliação resistência em condições mais controladas. Mais estudos incluindo diferentes protocolos de cimentação e adesão, tão bem como investigações em coroas e em condições de fadiga devem ser realizados.

Em relação a translucidez, o maior valor foi encontrado para o dissilicato de lítio de menor espessura (0,5 mm), seguido pelo dissilicato de lítio de 1 mm. Esses resultados podem ser atribuídos a presença de fase vítrea na composição destes materiais, ao contrário das zircônias, que apresentam estrutura totalmente cristalina. Um resultado interessante foi a superioridade estatística da translucidez da Prettau Anterior 1 mm em comparação com a Prettau de 1 mm, além da similaridade estatística com e.max 1,5 mm. Esses resultados podem ser atribuídos aos maiores grãos encontrados nesta zircônia totalmente estabilizada por ítria.

De um modo geral, mais estudos são necessários para se caracterizar o comportamento mecânico da zircônia totalmente estabilizada por ítria em comparação com a zircônia parcialmente estabilizada por ítria e o dissilicato de lítio, uma vez que ainda não foram realizados estudos de fadiga tanto em espécimes planos como em coroas, ou estudos in vivo, variando a espessura, protocolo de cimentação, aplicação de glaze e de pintura, aspectos anatômicos, entre outros. Assim, este estudo teve como limitações os espécimes com conformação geométrica simples, ensaio mecânico apenas estático, uso de um protocolo único de cimentação, ausência de pintura ou glaze e avaliação da translucidez apenas em espécimes simples. Pode-se concluir que o presente estudo contribuiu para evidenciar que a resistência de um material pode ser dependente do substrato sobre o qual é cimentado, não sendo a resistência flexural um indicador preciso de uma melhor performance mecânica. Além disso, a translucidez de um material tem relação com sua espessura e esta propriedade das zircônias translúcidas está muito próxima da do dissilicato de lítio.

7 CONCLUSÃO

- Em termos de resistência à flexão biaxial e resistência característica, a zircônia parcialmente estabilizada por ítria apresenta os maiores valores, seguida de zircônia totalmente estabilizada por ítria e por último dissilicato de lítio. Em relação ao módulo de Weibull, não houveram diferenças estatísticas significantes entre os grupos, mostrando uma confiabilidade estrutural similar entre as cerâmicas.
- Em termos de resistência à fratura de espécimes cimentados, concluiu-se que há uma modulação do comportamento mecânico, uma vez que na espessura de 0,5 mm não houve diferença estatística entre os grupos. Ainda, o dissilicato de lítio foi equivalente ou superior a zircônia totalmente estabilizada por ítria quando comparou-se propriedades na mesma espessura. Grupos com 0,5 mm tenderam a ser menos confiáveis estruturalmente.
- Para translucidez, dissilicato de lítio foi maior que Prettau Anterior que foi maior que Prettau. A translucidez foi diminuída com o aumento da espessura. Em espessura de 1 mm, as zircônias obtiveram valores similares ao e.max de 1,5 mm.

REFERÊNCIAS*

1. Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci.* 2015; 57(3): 255-61.
2. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int.* 2013; 44(8): 557-66.
3. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Residual stress measurement in veneering ceramic by hole-drilling. *Dent Mater.* 2011; 27(5): 439-44.
4. Rekow ED, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res.* 2011; 90(8): 937-52.
5. 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(2): 125-31.
6. Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P. Stress and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomater.* 2009; 5(8): 3231-9.
7. Aboushelib MN, Feilzer AJ, de Jager N, Kleverlaan CJ. Prestresses in bilayered all-ceramic restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008; 87(1): 139-45.
8. Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent.* 2008; 36(5): 316-21.
9. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent.* 2012; 107(3): 163-9.
10. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008; 139 Suppl: 14S-8S.
11. Göstemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach F, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta Biomater.* 2010; 6(12): 4532-8.
12. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18 Suppl 3: 73-85.
13. Rinke S, Schäfer S, Lange K, Gersdorff N, Roediger M. Practice-based clinical evaluation of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 3-year results. *J Oral Rehabil.* 2013; 40(3): 228-37.
14. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18 Suppl 3: 86-96.
15. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater.* 2009; 5(5): 1668-77.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

16. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dent Mater.* 2011; 27(11): 1102-10.
17. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007; 20(4): 383-8.
18. 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(5): 451-8.
19. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* 2015; 31(6): 624-39.
20. Guazzato M, Walton TR, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J.* 2010; 55(3): 306-10.
21. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dent Mater.* 2011; 27(9): 906-14.
22. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: single crowns (SCs). *Dent Mater.* 2015; 31(6): 603-23.
23. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater.* 2014; 30(10): 1195-203.
24. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent.* 2013; 110(1): 14-20
25. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013; 29(12): 1201-8.
26. Sen N, Sermet IB, Cinar S. Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2018; 119(2): 308.e1-308.e7.
27. Walczak K, Meißner H, Range U, Sakkas A, Boening K, Wieckiewicz M, Konstantinidis I. Translucency of Zirconia Ceramics before and after Artificial Aging. *J Prosthodont.* Epub 2018 Mar 11.
28. Baldissara P, Wandscher VF, Marchionatti AME, Parisi C, Monaco C, Ciocca L. Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns. *J Prosthet Dent.* Epub 2018 Feb 21.
29. Kanchanavasita W, Triwatana P, Suputtamongkol K, Thanapitak A, Chatchaiganan M. Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics. *J Prosthodont.* 2014; 23(6): 456-61.
30. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* 2016; 116(2): 257-63.

31. Fathy SM, E-Fallal AA, El-Negoly SA, El Bedawy AB. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2015; 1(2-4): 86-92.
32. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Lassila L. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2017; 118(2): 216-20.
33. Nogiwa-Valdez AA, Rainforth WM, Zeng P, Ross IM. Deceleration of hydrothermal degradation of 3Y-TZP by alumina and lanthana co-doping. *Acta Biomater*. 2013; 9(4): 6226-35.
34. Flinn BD, deGroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent*. 2012; 108(4): 223-30.
35. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila LV. The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dent Mater J*. 2015; 34(5): 605-10.
36. Sulaiman TA, Aous A, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater*. 2015; 31(10): 1180-87.
37. Muñoz EM, Longhini D, Antonio SG, Adabo GL. The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *J Dent*. 2017; 63: 94-102.
38. Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent Mater*. 2009; 25(7): 857-62.
39. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2018; 119(1): 36-46.
40. Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018 23; 85: 57-65.
41. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, et al. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater*. 2018; 34(6): 879-90.
42. Ozer F, Naden A, Turp V, Mante F, Sen D, Blatz MB. Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2017. pii: S0022-3913(17)30565-6.
43. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014; 35: 93-101.
44. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand*. 2015; 73(8): 602-8.

45. Dhima M, Assad DA, Volz JE, An KN, Berglund LJ, Carr AB, et al. Evaluation of fracture resistance in aqueous environment of four restorative systems for posterior applications. Part 1. *J Prosthodont*. 2013; 22(4): 256-60.
46. Zhang Y, Chai H, Lee JJ, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J Dent Res*. 2012; 91(3): 311-5.
47. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*. 2012; 28(4): 449-56.
48. Baladhandayutham B, Lawson NC, Burgess JO. Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *J Prosthet Dent*. 2015; 114(2): 266-71.
49. Dhima M, Carr AB, Salinas TJ, Lohse C, Berglund L, Nan KA. Evaluation of fracture resistance in aqueous environment under dynamic loading of lithium disilicate restorative systems for posterior applications. Part 2. *J Prosthodont*. 2014; 23(5): 353-7.
50. Sorrentino R, Triulzio C, Tricarico MG, Bonadeo G, Gherlone EF, Ferrari M. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016; 61: 328-33.
51. Christensen GJ. The ceramic restoration dilemma: where are we? *J Am Dent Assoc*. 2011; 142(6): 668-71.
52. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2014; 112(1): 22-30.
53. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of ceramic materials, part I: pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*. 2004; 20(5): 441-8.
54. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of ceramic materials, part II: zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20(5): 449-56.
55. International Organization for Standardization. ISO 6872:2015: dental ceramic. Geneva: ISO; 2015.
56. Taskonak B, Borges GA, Mecholsky JJ, Jr., Anusavice KJ, Moore BK, Yan J. The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dent Mater*. 2008; 24(9): 1149-55.
57. Della Bona A, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater*. 2003; 19(7): 662-9.
58. Yucel MT, Yondem I, Aykent F, Eraslan O. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clin Oral Investig*. 2012; 16(4): 1105-10.
59. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater*. 2007; 23(8): 1018-29.
60. Shiraishi T, Wood DJ, Shinozaki N, van Noort R. Optical properties of base dentin ceramics for all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2011; 27(2): 165-72.

61. Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bal BT, Tıraş T. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dent Mater.* 2011; 27(8): 786-95.
62. Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2010; 104(4): 228-38.
63. Monteiro JB, Oliani MG, Guilardi LF, Prochnow C, Rocha Pereira GK, Bottino MA, et al. Fatigue failure load of zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic cemented to a dentin analogue: effect of etching time and hydrofluoric acid concentration. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017; 77: 375-82.
64. Campos F, Valandro LF, Feitosa SA, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, de Jager N, et al. Adhesive cementation promotes higher fatigue resistance to zirconia crowns. *Oper Dent.* 2017; 42(2): 215-224.
65. Anami LC, Lima JM, Valandro LF, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, Bottino MA. Fatigue resistance of Y-TZP/Porcelain crowns is not influenced by the conditioning of the intaglio surface. *Oper Dent.* 2016; 41(1): E1-12.
66. Corazza PH, Feitosa SA, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2013; 29(3): 339-47.
67. Alessandretti R, Borba M, Benetti P, Corazza PH, Ribeiro R, Della Bona A. Reliability and mode of failure of bonded monolithic and multilayer ceramics. *Dent Mater.* 2017; 33(2): 191-197.
68. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater.* 2014; 30(9): 954-62.
69. Kurtoglu C, Uysal H, Mamedov A. Influence of layer thickness on stress distribution in ceramic-cement-dentin multilayer systems. *Dent Mater J.* 2008; 27(4): 626-32.
70. Wang Y, Katsube N, Seghi RR, Rokhlin SI. Statistical failure analysis of adhesive resin cement bonded dental ceramics. *Eng Fract Mech.* 2007; 74(12): 1838-56.
71. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):71-82.
72. Rohr N, Martin S, Fischer J. Correlations between fracture load of zirconia implant supported single crowns and mechanical properties of restorative material and cement. *Dent Mater J.* 2018; 37(2): 222-8.
73. Amaral M, Belli R, Cesar PF, Valandro LF, Petschelt A, Lohbauer U. The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. *J Dent.* 2014; 42(1): 90-8.
74. Seabra B, Arantes-Oliveira S, Portugal J. Influence of multimode universal adhesives and zirconia primer application techniques on zirconia repair *J Prosthet Dent.* 2014; 112(2): 182-7.
75. Blatz MB, Phark JH, Ozer F, Mante FK, Saleh N, Bergler M, et al. In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clin Oral Investig.* 2010; 14(2): 187-92.
76. Gomes AL, Ramos JC, Santos-Del Riego S, Montero J, Albaladejo A. Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er:YAG

- andtribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers Med Sci.* 2015; 30(2): 787-95.
77. Kim JH, Chae S, Lee Y, Han GJ, Cho BH. Comparison of shear test methods for evaluating the bond strength of resin cement to zirconia ceramic. *Acta Odontol Scand.* 2014; 72(8): 745-52.
78. Puschmann D, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior inlay-retained fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci.* 2009; 117(3): 312-8.

Não autorizo a publicação deste trabalho pelo prazo de 2 anos após a data de defesa.

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 13 de julho de 2018.

Diogo Longhini