



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

FERNANDA DE OLIVEIRA ABU-IZZE

**COMPORTAMENTO SOB FADIGA DE RESTAURAÇÕES
CERÂMICAS ULTRAFINAS CIMENTADAS ADESIVAMENTE EM
PREPAROS CORRESPONDENTES AOS DENTES
POSTERIORES**

2017

FERNANDA DE OLIVEIRA ABU-IZZE

**COMPORTAMENTO SOB FADIGA DE RESTAURAÇÕES CERÂMICAS
ULTRAFINAS CIMENTADAS ADESIVAMENTE EM PREPAROS
CORRESPONDENTES AOS DENTES POSTERIORES**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de Prótese.

Orientador: Prof. Tit. Marco Antonio Bottino
Coorientadora: Profa. Dr^a. Lilian Costa Anami

São José dos Campos
2017

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Marco Antonio Bottino (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Instituto de Ciência e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

Prof. Adj. Lafayette Nogueira Junior

Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Instituto de Ciência e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Alberto Alvarenga de Oliveira

Centro Universitário Ingá
Uningá
Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 01 de dezembro de 2017.

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação e o meu título de mestre à minha mãe, Márcia Laguna, minha maior inspiração, meu orgulho, exemplo de mulher, guerreira, mestre, doutora e educadora, sempre estudiosa e esforçada, fez uma trajetória brilhante na vida. Mãe me espelho em você !!! Foi a minha maior incentivadora desde sempre, nunca poupou esforços para me apoiar e me orientar nessa linda e difícil jornada e na vida. Sempre com muito amor, me acalmou nos momentos difíceis, me ajudou a continuar forte e ser uma pessoa melhor. Fomos até para Alemanha levar este trabalho!!! As palavras não são capazes de expressar a minha gratidão e meu amor.

Ao meu pai amado, Flávio Abu-Izze, que também sempre esteve ao meu lado torcendo pelo meu sucesso e felicidade, sempre apoiando a minha formação. Agradeço por ter tido o privilégio de estar dia a dia ao seu lado nesses últimos 20 anos! Admiro sua calma e serenidade.

As minhas irmãs maravilhosas e AMADAS, Fabiana Abu-Izze e Carolina Abu-Izze que, de perto ou de longe, sempre me orgulharam e fizeram parte da minha vida e também dessa jornada, torcendo por mim e me incentivando. O que seria de mim sem vocês....

Ao meu amor, Renato Neto, pelo companheirismo, carinho, calma e paciência. Te agradeço por fazer meus dias mais alegres e ter tornado mais leve esse enorme desafio. Que bom estarmos juntos nessa caminhada da vida!!! Essa conquista é nossa!!

Ao meu anjo Bruce, por estar sempre ao meu lado transbordando o mais puro amor.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à toda minha família e amigos pelo suporte e carinho. Por terem entendido as minhas ausências nesses últimos anos...

Agradeço muito também aos meus alunos e pacientes, que são meus incentivos a estar sempre atualizada para poder oferecer o melhor.

Ter crescido numa família de educadoras me ensinou a dar importância e amar a arte de estudar e de transmitir conhecimento.

Agradeço a toda minha família que, cada um ao seu modo, me apoiou, incentivou, me orientou, me aturou...

Rosana, astrofísica nuclear, ultra inteligente da família, que desde pequena me ensinou a organizar as idéias ao estudar, tendo sido fundamental em toda minha vida.

Sandra (e o David também), que como minha vizinha, acabou participando de perto de todas as crises em “real time”, me acalmando, orientando e apoiando, com muito amor...

Lídia, também vizinha, sempre com palavras doces e serenas, ajudando a apagar todos os incêndios com tanto carinho e amor...

À tia Betinha, tia Josefina e Rosilda por também me apoiarem e entenderem a minha ausência nas reuniões de família e nas partidas de tranca...

Ao Cláudio Santini pelo apoio e bom humor.

Às minhas AMADAS primas irmãs, Vivian Lagua, Magê Lagua, Olívia Lagua, por serem tão queridas, amigas, importantes na minha vida. Sei que posso contar com vocês pra tudo sempre!!!! Meu primo Felipe, que mesmo de longe faz parte de mim.

Aos meus queridos avós (*in memorian*) Vitória, Elias e Felício, que estejam onde estiverem sei que estão orgulhosos de mim.

A minha muito amada avó Vitorina, de onde vem toda a minha garra e coragem. Avó mais linda do mundo!!!

Aos meus padrinhos Janete Yazbek e Amílcar Yazbek pelo exemplo e carinho sempre.

Aos meus queridos sogros Neusa e Renato, sempre tão afetuosos e queridos.

Aos meus colegas de trabalho que tenho muita admiração e que fizeram ou fazem parte da minha jornada: Macedo Manguiera, Marcelo Calamita, Isa Pantoja, Luciana Kfoury, Marcelo Georgetti, Leonardo Cerioni, Biagio Georgetti, Pedro Kassardjian, Hedilso Gadini, Esthér Alpire, Luciana Canovas, Alexandre Tybone, Gilberto Aprobato, Cris Zambom, Vi Ceron, Gustavo Sanches, Cláudia Novellino, Fábio Matuda, Tangryani Matuda, Frederico Gazzinelli, Paulo Fukashi, Paula Fuzeto, Simone Sudo, Juliana Tirelli, Érika Koga entre tantos outros, não conseguiria listar todos...

Agradecimentos Especiais

Ao meu querido orientador, Professor Tit. Marco Antonio Bottino, pela oportunidade, pela confiança e pelo apoio sempre. Admiro infinitamente sua dedicação à nossa profissão e ao programa de pós-graduação!! Me sinto eternamente grata e lisonjeada por ter tido a sua orientação, apoio e amizade.

À minha Coorientadora e incentivadora Professora Dra. Lilian Costa Anami, pela transmissão de conhecimento e carinho, sempre disponível e generosa. Como você mesma disse: “que bom ter insistido” (desde que foi minha aluna...) Valeu muito à pena!!!

Ao meu mestre Prof. Dr. Alberto Alvarenga de Oliveira, ao qual tenho profunda admiração e gratidão. Você fez toda a diferença na minha trajetória como aluna, dentista e professora!!!

Mais Agradecimentos

Agradeço à *Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos – UNESP*, através do seu diretor Prof. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpura, e em especial ao programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora coordenado pelo Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges.

À sessão técnica de pós-graduação pelo auxílio e disponibilidade sempre, Bruno Tanaka, Ivan Damasceno e Sandra Cordeiro; e Juliane Damasceno, assessora administrativa. Todos os funcionários da biblioteca e em especial a Renata Aparecida Couto Martins pelo carinho e paciência!!!!

À equipe técnica do laboratório de pesquisa Márcio Eduardo Marques e Thaís Paradella.

Aos porteiros e faxineiros sempre tão gentis.

Agradeço aos membros da minha banca de qualificação e defesa, Prof. Dr. Lafayette Nogueira, Profa. Dra. Marina Amaral e Prof. Dr. Alberto Alvarenga, por terem aceito o meu convite e terem enriquecido ainda mais o meu trabalho com a vossa competência, seus comentários e sugestões!!

Agradeço à TODOS os professores da pós-graduação, em especial à Profa. Dra. Renata Melo e ao Prof. Dr. Alexandre Borges que me enriqueceram ainda mais com seus conhecimentos e acolhimento.

Por fim agradeço a todos os colegas da pós-graduação, que de um jeito ou de outro, contribuíram e participaram juntos dessa jornada!!!

Nathália Ramos, Marcelo Gallo, Polyanna Nogueira, Tabata Sato, Nayara Barchetta, Marcela Moreira, Patrícia Contreras, Larissa Alves, Júlio Luz, Karem Perdigão, Jéssica Dias, João Tribst, Amanda Dal Piva, Jaiane Monteiro, Hilton Riquieri, Gabriela Nishioka, Dario Adolphi, Eliseo Chun, Carlos Datte, Camila Madruga, Vinícius Anéas, Aline Serrado, Aline Lins, Stefhany Barbizan, Sheila Mondragón, Rafael Rocha, Pablo Benitez, Lorena Escobar, Leonardo Kamezawa, Fabrício Malheiros, Andréa Maselli, Amjad Abu Hasna, Bruna Lucatto, Marina Gullo, Rodrigo Prado, Fernanda Campos, Vandeberg Diniz, Gabriela Fonseca, Tatiane Sampaio, Rayana Khoury, Fernanda Papaiz, Regina Furbino...

E em especial:

Dayana Campanelli, minha irmãzinha querida com quem compartilhei muitas reflexões, aflições e emoções... além do quarto em infinitas noites ao longo dessa jornada. Que bom ter tido você!! Conseguimos!!!

Meu irmãozinho mais do que querido, Guilherme Schmitt, que nunca poupou esforços para me ajudar em tuuudo sempre!!! Nunca terei como te agradecer por estar sempre disponível... Te admiro e desejo que a nossa amizade seja eterna.

Jean Soares, sempre querido, disposto e leve... Agradeço todo o seu apoio e carinho sempre!

Pedro Prado, um amigo muito querido, também te agradeço por tudo!

Gabriela Freitas Ramos, uma das pessoas mais generosas que conheci... também te agradeço por toda a ajuda e disponibilidade sempre!!

Alexandre Abdalla, amigo que também sempre esteve disponível para ajudar, obrigada!!!

Lígia Tiaki, pela companhia e reflexões nas idas e vindas de São José...

Agradeço a TODOS que fizeram parte deste trabalho, direta ou indiretamente.

“Aquele que pergunta é tolo por 5 minutos
Aquele que não pergunta será tolo para o resto da vida.”

Provérbio Chinês

SUMÁRIO

RESUMO	13
ABSTRACT	14
1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 Cerâmicas odontológicas	17
2.2 Testes de fadiga	24
3 PROPOSIÇÃO	28
4 MATERIAL E MÉTODOS	29
4.1 Confeccção dos espécimes	29
4.2 Teste de fadiga	33
4.3 Análise fractográfica	36
4.4 Análise por elementos finitos	36
4.5 Análise de dados	38
5 RESULTADO	39
5.1 Teste de fadiga	39
5.2 Análise de Weibull	41
5.3 Análise do modo de falha	43
5.4 Análise por elementos finitos	45
6 DISCUSSÃO	50
7 CONCLUSÃO	54
REFERÊNCIAS	55
APÊNDICE A	64
APÊNDICE B	67

Abu-Izze FO. Comportamento sob fadiga de restaurações cerâmicas ultrafinas cimentadas adesivamente em preparos correspondentes aos dentes posteriores [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2017.

RESUMO

A fim de investigar a vida em fadiga, modos de falha e distribuição de tensões de restaurações ultrafinas parciais, tipo *tabletop*, em diferentes cerâmicas, sessenta preparos padronizados foram confeccionados em resina epóxi G10 e foram cimentadas adesivamente restaurações cerâmicas de silicato de lítio reforçado com zircônia (ZLS, Vita Suprinity- Vita Zahnfabrik), ou restaurações de cerâmica híbrida (PIC, Vita Enamic- Vita Zahnfabrik), em 0,5 ou 1 mm de espessura. O mesmo protocolo de ciclagem foi aplicado para todos os espécimes, que consistiu em 5.000 ciclos a 200 N, seguidos de 450 N ciclos até a fratura dos espécimes ou a suspensão do teste após $1,5 \times 10^6$ ciclos. A carga axial foi realizada com uma frequência de 4 Hz no equipamento Biocycle V2 (Biopdi, São Carlos, SP), com amostras imersas em água. A presença de falhas e/ou fraturas foi verificada a cada $2,5 \times 10^5$ ciclos e a análise de sobrevivência foi realizada com o número de ciclos em que cada espécime falhou. Os espécimes foram avaliados usando estereomicroscópio e microscopia eletrônica de varredura (MEV). Após a tabulação de dados, foram realizados Kaplan-Meier e Mantel-Cox (Teste Log Rank), seguindo de comparação múltipla aos pares, todos com nível de significância de 5% e análise de Weibull. Através da análise tridimensional de elementos finitos, a distribuição de tensões máximas principais (TMP) nas *tabletop* oclusais posteriores foram avaliados comparando diferentes tipos de substrato (G10, esmalte/dentina, esmalte), espessuras e materiais cerâmicos. As restaurações de silicato de lítio reforçadas com zircônia com 0,5 mm de espessura (ZLS.5) apresentaram menor resistência à fadiga em comparação com restaurações cerâmicas híbridas de 1,0mm (PIC1), e ambas foram similares a outras restaurações (PIC.5 e ZLS1); $X^2 = 11,2$; $df = 3$; $p = 0,0107 < 0,05$). Os grupos ZLS apresentaram defeitos aleatórios que culminaram com a fratura, ao passo que os grupos PIC apresentaram defeitos que aumentaram com a fadiga mecânica após algum tempo sob ciclagem. As imagens do estereomicroscópio mostram falhas radiais observadas devido à translucidez do material, não houve danos causados pelo aplicador de carga. A distribuição de TMP foi semelhante para os diferentes tipos de substrato, mas o maior módulo de elasticidade mostrou uma concentração de tensão ligeiramente menor. É favorável o uso de PIC em espessura delgada, com resistência à fadiga semelhante à restaurações de ZLS mais espessas.

Palavras-chave: Cerâmicas. Estresse mecânico. Prótese dentária Fixa. Teste de fadiga.

Abu-lzze FO. *Fatigue behavior of ultrafine tabletop posterior ceramic restorations adhesively cemented [dissertation].* São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2017.

ABSTRACT

To investigate the fatigue life, failure modes and stress distribution of partial ultrafine restorations for posterior teeth in different ceramics, sixty standard tabletop preparations in epoxy resin G10 received lithium silicate based zirconia reinforced (ZLS, Vita Suprinity- Vita Zahnfabrik), or hybrid ceramic (PIC, Vita Enamic- Vita Zahnfabrik), restorations in .5 or 1 mm thickness bonded using resin cement. The same cycling protocol was applied for all specimens that consisted of 5.000 cycles at 200 N followed by 450 N cycles until the specimens' fracture or the suspension of the test after 1.5×10^6 cycles. Axial load was carried out with a 4 Hz frequency in Biocycle V2 equipment (Biopdi, São Carlos, SP), with samples immersed in water. Presence of cracks and/or fractures was checked with every $2,5 \times 10^5$ cycles and the survival analysis was performed using the number of cycles in which each specimen failed. All specimens were evaluated using stereomicroscope and scanning electron microscopy (SEM). After data tabulation, Kaplan-Meier and Mantel-Cox (Log Rank test) analysis were performed, followed by multiple pairwise comparison, all with a significance level of 5%, and Weibull analysis. Through tridimensional finite element analysis, stresses distribution and maximum principal stresses in the posterior occlusal veneers were evaluated comparing different types of substrate (G10, enamel/dentin, enamel), thicknesses and ceramic materials. Zirconium-reinforced lithium silicate restorations with 0.5 mm thickness (ZLS.5) showed lower fatigue strength compared to 1.0 mm hybrid ceramic restorations (PIC1), and both were similar to other restorations (PIC.5 and ZLS1) (Log-Rank test, $X^2 = 11.2$; $df = 3$; $p = 0.0107 < 0.05$). ZLS groups presented random defects that culminated with the fracture, whereas PIC groups presented defects that increased with the mechanical fatigue after some time under cycling. Stereomicroscope images show radial cracks observed due to the translucency of the material, there was no damage caused by applicator. TMP distribution was similar for the different substrate types, but the highest modulus of elasticity showed slightly lower stress concentration. PIC is favorable to be used in thin thickness with similar fatigue strength to thicker ZLS restorations.

Keywords: *Ceramics. Mechanical stress. Fixed dental prosthesis. Fatigue test.*

1 INTRODUÇÃO

A preservação da estrutura dental sempre foi um desafio para a odontologia restauradora (Edelhoff, Sorensen, 2002). O esmalte dental funciona como uma barreira externa, projetada para resistir as agressões mecânicas, químicas, biológicas e térmicas advindas do meio bucal. Ele age como um escudo, protegendo a dentina menos resistente, contra os desgastes (Magne et al., 2010).

Ao longo de séculos, diversas técnicas e materiais foram desenvolvidos para restaurar e reproduzir as estruturas dentárias (Kelly et al., 1996). As próteses metalocerâmicas foram consideradas padrão ouro durante décadas na odontologia devido a sua estética e durabilidade (Ram et al., 2015). Porém, com a evolução das cerâmicas *metal free* e o advento da cimentação adesiva, estas perderam força por necessitarem de maiores desgastes durante o preparo dental e por apresentarem limitações estéticas (Edelhoff, Sorensen, 2002).

A remoção de estrutura sadia pode ocorrer durante a remoção de tecido dentário cariado (ou contaminado) no intuito de se obter uma conformação adequada para a cavidade, durante o procedimento restaurador. Assim, a evolução dos materiais odontológicos é norteadada pela busca do máximo desempenho dos materiais, possibilitando, por exemplo, o uso de cerâmicas em restaurações mais delgadas em espaços interoclusais reduzidos, que visam desgastes dentais mínimos (Magne et al., 2015). O uso de restaurações ultrafinas cimentadas adesivamente tem se mostrado uma alternativa conservadora às *onlays* tradicionais ou coroas totais em dentes posteriores no tratamento de lesões erosivas severas (Magne et al., 2010; Schlichting et al., 2011).

Dentre os materiais que podem ser utilizados para reabilitações em espessuras mais delgadas, destacam-se as cerâmicas à base de dissilicato de lítio ou silicato de lítio reforçado por zircônia. Indicadas para restaurações parciais ou totais monolíticas tratam-se de materiais capazes de repor estrutura dental perdida com mínimo desgaste (Fradeani et al., 2012). Um exemplo de silicato de lítio reforçado por zircônia (ZLS) é a Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik), que segundo Ramos et al. (2016) apresenta módulo elástico mais próximo ao do esmalte (65 GPa).

As zircônias estabilizadas por ítrio de alta translucidez também podem ser

indicadas em menores espessuras, pois trata-se de um material de resistência superior às cerâmicas à base de dissilicato de lítio (Nordahl et al., 2015). No entanto, sua microestrutura cristalina não reativa ao condicionamento ácido, relativa opacidade e alta dureza, restringem sua aplicação e devem ser levados em consideração para sua correta indicação (Homaei et al., 2016).

As cerâmicas híbridas foram desenvolvidas com intuito de mimetizar as propriedades mecânicas dos dentes naturais, apresentando uma nova abordagem em odontologia restauradora (Coldea et al., 2013; Dirxen et al., 2013), com módulo elástico próximo ao da dentina e dureza intermediária entre esmalte e dentina (Tassin et al., 2016). São cerâmicas feldspáticas porosas, sem fase cristalina (Ramos et al., 2016) e com polímero infiltrado por capilaridade (Coldea et al., 2013). Um dos exemplos desta classe de materiais é a cerâmica infiltrada por polímero (*polymer-infiltrated ceramic*, PIC) Vita Enamic (Vita Zahnfabrik), que apresenta módulo elástico de 34,7 GPa (Ramos et al., 2016). Estas cerâmicas híbridas podem ser usinadas em finas espessuras, e ainda assim se mantêm suficientemente resistentes para evitar trincas, que quando ocorrem, são interrompidas pela malha de polímero encontrada no material (Dirxen et al., 2013). Elas apresentam vantagens em relação à facilidade de cimentação e de possíveis reparos, no entanto, apresentam propriedades ópticas e mecânicas inferiores às cerâmicas em geral (Tassin et al., 2016).

A fim de suportar um ambiente hostil, as propriedades mecânicas de novos materiais devem ser avaliadas antes da aplicação clínica (Homaei, 2016). O uso de testes de fadiga em materiais friáveis visa uma aproximação da condição clínica, podendo assim extrapolar seus resultados e nortear a tomada de decisões sobre a aplicação desses materiais (Kelly et al., 2010). Os testes de fadiga dinâmica se apresentam como métodos eficientes para avaliar as propriedades mecânicas em longo prazo (Wang et al., 2014). Assim, este estudo foi delineado com o objetivo de avaliar laboratorialmente, por meio de teste de fadiga, o comportamento de restaurações delgadas cimentadas adesivamente em preparos compatíveis aos dentes posteriores.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo, para uma melhor compreensão, procurou-se dividir em sub-tópicos os artigos da literatura que apresentam o estado atual dos assuntos estudados. Contudo, alguns temas abordados em diferentes sub-tópicos estão relacionados, tornando a divisão meramente didática.

2.1 Cerâmicas odontológicas

As cerâmicas estão presentes na odontologia há mais de 100 anos, e continuam sendo desenvolvidas e melhoradas quanto à resistência, estética e métodos de fabricação. São materiais conhecidos por sua aparência natural, composição química e propriedades ópticas favoráveis, mas a rápida evolução dos materiais também levanta dúvidas em relação a sua durabilidade estrutural em longo prazo. Assim, essas preocupações influenciam diretamente não somente o desenvolvimento dos novos materiais cerâmicos, como novos sistemas de processamento laboratorial (Kelly et al., 1996; Quinn et al., 2003; Kelly, Benetti, 2011). O desenvolvimento de novos materiais envolve uma série de fatores que devem ser considerados, como: propriedades do material, microestrutura, tensões residuais, uso monolítico ou em bicamadas, espessura da restauração, tipo de contato oclusal, desenho e tamanho da estrutura dental, adesividade ao substrato e suas características topográficas (Zhang et al., 2013).

As novas abordagens restauradoras têm como objetivo criar uma restauração que seja compatível com as propriedades mecânicas e biológicas de tecidos dentários e subjacentes- o chamado princípio biomimético (Magne et al., 2002). As cerâmicas são materiais de natureza friável, que para serem aplicados como restauradores e desempenharem papel semelhante aos elementos dentais devem suportar bem as cargas mastigatórias sem se degradar (Wang et al., 2014). A melhora nas características microestruturais das cerâmicas visa aumentar a tenacidade, dureza e resistência à fratura (Quinn et al., 2003; Kelly, Benetti, 2011;

Wang et al., 2014). Portanto, um dos fatores a ser considerado na escolha do material restaurador para cada caso seria a sua resistência à fratura (Kelly et al., 1996). Outro fator seria seu potencial estético (Kelly et al., 1996). Devido a enorme quantidade de novos materiais, com diferentes características de composição e indicações, Gracis et al. (2015) propuseram uma nova classificação a fim de auxiliar nas decisões clínicas, quanto ao seu uso em regiões anteriores ou posteriores, para restaurações parciais ou totais, e cimentação adesiva ou tradicional. Foram então divididas em cerâmicas de base vítrea, policristalinas (sem fase vítrea) e de base resinosa.

Em estudo de avaliação clínica retrospectiva com mais de 20 anos de acompanhamento, Beier et al. (2012) observou que as restaurações cerâmicas *metal free* apresentam altas taxas de sucesso. De acordo com os autores, a estimativa de sobrevivência é de 93,5% em 10 anos, 85,8% em 15 anos, e de 78,5% em 20 anos, sendo que a maior causa das falhas é a fratura do material de recobrimento. Uma ocorrência comumente relatada nestas restaurações é a fratura coesiva da cerâmica também conhecida por lascamento que, em alguns casos, pode ser passível de reparo (Anusavice, 2012).

De uma forma geral, as restaurações monolíticas têm se mostrado mais resistentes às fraturas quando comparadas às estratificadas (Guess et al., 2010; Nordahl et al., 2015). O IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) é uma cerâmica para CAD/CAM, à base de dissilicato de lítio, que pode ser utilizada na forma monolítica, apresentando resistência de 360 MPa, considerada relativamente alta (Sannino et al., 2014). Em comparação com as cerâmicas leucíticas, as cerâmicas à base de dissilicato de lítio apresentam maior resistência à fratura (Bakeman et al., 2015).

Mais recentemente, foi lançada no mercado a Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha), uma cerâmica à base de silicato de lítio (ZLS) reforçada com aproximadamente 10% de zircônia. Esta nova vitrocerâmica apresenta uma estrutura de granulação fina e homogênea, que garante excelente qualidade do material e elevada capacidade de resistir às cargas mastigatórias (Sannino et al., 2014). Esse material apresenta módulo elástico de aproximadamente 65 GPa e resistência inerte de 210 MPa (Ramos et al., 2016), e segundo Denry, Kelly (2014) ele surgiu como uma alternativa ao dissilicato de lítio,

sendo recentemente apresentado com propriedades mecânicas de tenacidade à fratura, resistência à flexão, módulo de elasticidade e dureza superiores. No entanto, ainda comparada ao dissilicato de lítio, demonstrou ser menos friável e, portanto, pode ter usinabilidade superior (Elsaka, Elnaghy, 2016). Em comparação com uma cerâmica feldspática (Vita Mark II, VITA Zahnfabrik), e uma cerâmica híbrida (Vita Enamic, VITA Zahnfabrik), a ZLS apresenta maior resistência adesiva a diferentes cimentos resinosos, demonstrada pelo menor número de falhas coesivas e mistas (Hu et al., 2016). Graças à excelente translucidez, fluorescência e opalescência este material fornece boa qualidade estética (Sannino et al., 2014).

Outras classes de materiais lançadas recentemente na odontologia é a das cerâmicas híbridas e as resinas nano cerâmicas. A Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha), por exemplo, é um material híbrido (*polymer-infiltrated ceramic*, PIC) que combina as características de materiais cerâmicos com as dos compósitos (Della Bona et al., 2014; Denry, Kelly, 2014; Sannino et al., 2014). Os poros na sua estrutura de matriz cerâmica sinterizada são preenchidos com polímero e essa combinação de materiais visa aumentar a resistência à fratura, assim como sua resistência a flexão (Coldea et al., 2013; Sannino, 2014; Awada, Nathanson, 2015; Aboushelib, Elsafi, 2016; Badawy et al., 2016). A cerâmica infiltrada por polímero não necessita e não pode ser calcinada devido ao seu conteúdo orgânico, diferente da cerâmica feldspática, do dissilicato de lítio e do silicato de lítio reforçado por zircônia (Ramos et al., 2016). A microestrutura dos materiais também influencia na sua capacidade de resistir a propagação de trincas (K_{IC}) e na consequente resistência à fratura (Badawy et al., 2016). A Vita Enamic, por exemplo, possui 86% de peso em cerâmica inorgânica e 14% em peso de polímero orgânico (Gracis et al., 2005; Sannino et al., 2014). As resinas nano cerâmicas são frequentemente comparadas às cerâmicas híbridas pelos autores, e são compostas por uma matriz resinosa com aproximadamente 80% de nano partículas de cerâmica (sílica e zircônia), de nome comercial Lava Ultimate (3M ESPE).

As cerâmicas híbridas, apresentam um módulo de elasticidade baixo e mais próximo ao da dentina, de cerca de 30 GPa, além de uma resistência inerte de 160 MPa (Ramos et al., 2016), suportando bem as cargas antes de fraturar (Thompson, Rekow, 2004; He, Swain, 2011; Bottino et al., 2015). Porém, podem sofrer maior

desgaste superficial após algum período em uso (Awada, Nathanson, 2015). Essa classe de cerâmicas apresenta algumas vantagens práticas, como: menor tempo de usinagem, menor desgaste das brocas, não necessitam de sinterização ou cristalização, permitem bom polimento e acabamento, são facilmente ajustáveis, podem ser reparadas e resultam em menor desgaste do antagonista (Carvalho et al., 2014). As restaurações de cerâmica híbrida apresentam melhor adaptação interna quando comparadas às feldspáticas (Bottino et al., 2015).

Contudo, Ramos et al. (2016) não consideram que a presença de polímero na cerâmica híbrida nem a zircônia presente no silicato de lítio aumentam a sua resistência a fratura.

A ocorrência cada vez maior de pacientes que apresentam desgaste dental e necessitam de reabilitação tem motivado os dentistas a estabelecerem novos protocolos de tratamento com abordagem adesiva e minimamente invasiva (Lussi et al., 2009; Derchi et al., 2015). Diversos profissionais têm relatado o uso de restaurações cerâmicas ultrafinas do tipo “*table top*”, sem preparo coronário ou com preparos minimamente invasivos, muitas vezes limitado à superfície oclusal, na reabilitação de pacientes com desgastes dentais severos ocasionados por múltiplas etiologias. Essa modalidade protética repõe a estrutura dental perdida, preservando ao máximo os tecidos remanescentes. Estas restaurações, aplicadas em reabilitações extensas, de natureza direta ou indireta, base cerâmica ou resinosa, mas sempre cimentadas adesivamente, são associadas à reabilitação da saúde, função biomecânica e estética (Dietschi, Argente, 2011; Bahilo et al., 2014; Chronopoulos et al., 2017).

Tem sido cada vez mais comum o uso, às vezes indiscriminado, de restaurações delgadas. O fabricante da Suprinity, por exemplo, indica a espessura de 1,5 mm para restaurações em dentes posteriores. De acordo com Fradeani et al. (2012) as restaurações parciais ou totais monolíticas à base de dissilicato de lítio podem ser usadas na recuperação de dimensão vertical em espessuras mais finas, de 0,8 a 1,0 mm, cimentadas adesivamente, resultando em sucesso associado à preservação de esmalte.

Koubi (2016) considera que as restaurações tipo “*tabletop*” de 0,5 mm são mecanicamente mais favoráveis do que as tradicionais *overlays* de 1,5 mm, por se limitarem a face oclusal dos dentes. Assim, estas restaurações recebem

predominantemente forças compressivas através de cargas axiais, permitindo que a margem em esmalte dental proteja essas restaurações das forças de tração, que ocorre nas *overlays*.

Por meio de análise por elementos finitos, o dissilicato se mostrou a melhor opção de material restaurador em comparação com as cerâmicas feldspáticas e reforçadas por leucita e os compósitos indiretos, para restaurações parciais em dentes posteriores (Kois et al., 2013). Mesmo em espessuras reduzidas, de 1,0 mm e 0,5 mm, este material demonstrou boa capacidade de suportar cargas superiores às da mastigação, não comprometendo a sua resistência à fratura (Guess et al., 2013).

Apesar de estudos como o de Bakeman et al. (2015) não terem observado relação entre redução da espessura e diminuição de resistência à fratura de restaurações de dissilicato de lítio cimentadas adesivamente, outros observaram efeito estatisticamente significativo comparando as resinas usináveis, a Paradigm MZ100 e a Lava Ultimate (ambos 3M ESPE, St. Paul, EUA) (Johnson et al., 2014). De fato, os fabricantes mantêm clara a indicação de espessura mínima para uso, que varia de 1,0 mm para Suprinity, 0,2 mm para Enamic em *veneers* (Vita), sendo indicado 1,0 mm na oclusal de posteriores e 1,5 mm para e.max CAD (Bakerman et al., 2015). Em espessuras de 0,5 mm, o sistema Lava Ultimate CAD/CAM Restorative (resina nano cerâmica, 3M ESPE, St. Paul, EUA) foi considerado mais resistente à fratura em comparação com o IPS e.max CAD (Chen et al., 2014).

Em uma comparação de *onlays* de uma resina nano cerâmica (LAVA Ultimate) e um compósito para CAD/CAM (Paradigma MZ100, 3M ESPE, St. Paul, EUA), não foi observada relação entre a resistência à fratura e modo de falha resultante, mesmo em espessuras de 0,3 mm (Johnson et al., 2014). De acordo com os autores, a natureza do material afeta a resistência à fratura destas restaurações, fazendo com que os compósitos reforçados com nano cerâmica suportassem cargas significativamente maiores do que os compósitos sem reforço. Outro estudo (Magne et al., 2015) também observou que o desempenho de restaurações ultraconservadoras tem sido satisfatório independente do tipo de material, quando comparou resina reforçada com nano cerâmica, cerâmica feldspática e cerâmica à base de dissilicato de lítio.

Quando restaurações de espessuras reduzidas falham, em especial as

confeccionadas em dissilicato de lítio, geralmente ocorre preservação do remanescente dental (Guess et al., 2013). Assim, as falhas limitadas ao corpo da restauração são, muitas vezes, passíveis de reparo intra-oral (Kelly et al., 1996; Anusavice, 2011).

Existem outros aspectos que podem influenciar no sucesso das restaurações protéticas, como efetividade da cimentação, adaptação, acabamento e polimento externo, que também influenciam na durabilidade, estética e biocompatibilidade (Kelly et al., 1996; Thompson, Rekow, 2004). Para que haja uma boa adesão deve-se haver um protocolo de cimentação específico, utilizando cimentos resinosos convencionais conjugados a um adesivo auto-condicionante, para as cerâmicas híbridas (Poggio et al., 2016). Já Campos et al. (2016), ressalta a importância do tratamento de superfície com ácido hidrofluorídrico na melhora da adesão das cerâmicas híbridas ao cimento resinoso.

Uma adesão dentinária bem sucedida é de particular importância clínica para o sucesso das restaurações, sejam diretas ou indiretas do tipo *inlay*, *onlay*, facetas ou coroas, uma vez que a resistência final do complexo dente/restauração é dependente da estabilidade desta união (Clelland et al., 2006; Sadowsky, Angeles 2006; Magne et al., 2010; Schlichting et al., 2011; Carvalho et al., 2014; Bottino et al., 2015; Roperto et al., 2016). Um correto condicionamento ácido, sem deposição de saliva e sem colapso da rede de colágeno atua neste sentido (Roperto et al., 2016). A pré-polimerização do adesivo pode melhorar a resistência de união com a dentina, e Magne et al. (2005) recomendam que o selamento imediato da dentina seja realizado em 3 passos: condicionamento ácido/enxágue + aplicação do adesivo resinoso + polimerização para melhorar a adesão ao complexo dentinário. Hu et al. (2015), comparando a adesão das cerâmicas feldspáticas (Vita Mark II), híbrida (Vita Enamic), silicato de lítio reforçado por zircônia (Vita Suprinity), e zircônia (Vita YZT), utilizando diferentes cimentos e diferentes protocolos de acabamento e condicionamento, concluíram que a Suprinity apresentou o melhor desempenho adesivo, talvez por apresentar maior quantidade de sílica na sua composição (Ramos et al., 2016). Bottino et al. (2015) concluiu que a cerâmica feldspática Vita Block Mark II apresentou melhores resultados de adesão quando cimentados em dente natural com cimento resinoso Panavia F2.0 (Kuraray Medical Inc., Okayama, Tokyo, Japan), que a cerâmica híbrida Vita Enamic.

A espessura do cimento resinoso também influencia na resistência à fratura das restaurações cerâmicas, sendo que camadas inferiores a 50 μm são mecanicamente mais favoráveis (Thompson, Rekow, 2004; May et al., 2015). A cimentação adesiva demonstra um desempenho quase duas vezes melhor que a cimentação não adesiva (Kelly, 1996; Attia, 2006; Bindl et al., 2006). Além da cimentação, o tipo de substrato tem relação com a resistência à fratura dos materiais restauradores, principalmente em restaurações finas e ultra finas (Chen et al., 2014).

O processamento laboratorial das restaurações cerâmicas também influencia substancialmente seu comportamento e suas características micro-estruturais (Attia et al., 2006; Denry, Kelly, 2014; Jokstad, 2017). As restaurações em cerâmica à base de silicato de lítio ou híbridas podem ser obtidas através de sistemas CAD/CAM (*Computer-Aided Design, Computer-Aided Manufacturing*). Desta forma, o processo é facilitado e mais rápido, além de possibilitar a redução de falhas decorrentes do processamento laboratorial e melhorar o controle micro-estrutural das cerâmicas uma vez que blocos pré-fabricados industrialmente são utilizados e apresentam menor variabilidade estrutural (Kelly et al., 1996; Jokstad, 2017). Parece um consenso entre os autores que a microestrutura das cerâmicas influencia diretamente no seu desempenho (Kelly et al., 1996), e por isto as cerâmicas obtidas por CAD/CAM têm se popularizado na prática odontológica moderna (Li et al., 2014; Nejatidanesh et al., 2015; Homaei et al., 2016).

Usando a tecnologia CAD/CAM, restaurações de espessura delgada podem ser usinadas a partir de vários materiais restauradores para reestabelecer os contornos oclusais definidos em um encerramento de diagnóstico prévio e cimentadas adesivamente, restabelecendo uma oclusão estável posterior (Johnson et al., 2014). Mas, alguns fatores devem ser levados em consideração durante o processo de usinagem, como a espessura do espaçador selecionada, a velocidade de usinagem e tamanho das brocas utilizadas.

A usinabilidade apresenta direta correlação com a microestrutura das cerâmicas (Henry, Hill, 2003). Em seus estudos Boccaccini (1997) concluiu que a usinabilidade dos materiais vitro-cerâmicos está diretamente relacionada ao seu índice de friabilidade, e não tanto com a sua dureza ou resistência à fratura (Elsaka, Elnaghy, 2016). Devido a sua menor friabilidade, as cerâmicas infiltradas por polímeros apresentam boa usinabilidade e melhor acabamento (He, Swain, 2011;

Coldea et al., 2013; Awada, Nathanson, 2015). O processo de usinagem por CAD/CAM promove ranhuras na superfície dos materiais, alterando a sua integridade (Zhang et al., 2006; Song et al., 2013, 2016; Lebon et al., 2015; Alao et al., 2017). Comparando materiais híbridos de base resinosa (LAVA Ultimate e Enamic), com materiais vitro cerâmicos como o dissilicato de lítio (e-max CAD) e silicato de lítio reforçado por zircônia (Celtra Duo), quanto à usinabilidade, as primeiras apresentam um melhor acabamento de borda (Chavali et al., 2016).

2.2 Testes de fadiga

Para avaliação das propriedades mecânicas dos materiais odontológicos, diversos testes podem ser empregados. Os testes monotônicos têm sido utilizados por muito tempo para prever o comportamento mecânico do material. A partir deles é obtida a carga máxima que o material pode sobreviver a um esforço único e pontual. Eles podem ser úteis para discriminar variáveis de um material, comparar com valores clinicamente comprovados e estimar o risco de falha por meio de estatística Weibull, dentre outras abordagens (Heintze et al., 2011). Como nenhum processo de envelhecimento artificial ou carregamento dinâmico dos espécimes está envolvido nestes testes, a previsão de sucesso em longo prazo é limitada (Heintze et al., 2011; Zhang et al., 2013).

Uma forma de avaliar a eficácia dos testes laboratoriais na simulação de situações clínicas é através da análise do modo de fratura das restaurações, que deve ser compatível ao encontrado em ambiente bucal (Kelly, 1999; Yi, Kelly, 2008; Coelho et al., 2009; Alessandranetti et al., 2017). Geralmente, o resultado de um teste monotônico é uma falha não compatível com a encontrada clinicamente, principalmente, quando aplicadores de pequeno diâmetro são utilizados (Kelly et al., 2010; Zhang et al., 2013). Nestes casos, a fratura ocorre a partir de um dano de contato do aplicador com a superfície do material que resulta em uma área de esmagamento do material.

A relevância clínica dos ensaios monotônicos tem sido criticada, especialmente quando se busca avaliar interações entre cerâmica e cimento (Yi,

Kelly, 2011). A maioria das falhas mecânicas de restaurações dentárias não se manifesta como fraturas de impacto, mas sim como resultado de cargas menores provenientes de carregamentos repetidos durante a função. As cerâmicas podem apresentar essas falhas de maneira tardia associadas à defeitos preexistentes no material, induzidos pelo método de fabricação, por ajustes ou polimento (Zhang et al., 2013; Homaei et al., 2016; Özcan, Jonash, 2016). Assim, uma simulação laboratorial da fadiga clínica pode ser obtida com aplicação de carga fisiológica, sob uma determinada frequência, por muitos ciclos até que haja algum indício de falha do material. Os chamados testes de fadiga dinâmica se apresentam como um método eficiente para avaliar as propriedades mecânicas de materiais odontológicos em longo prazo (Wang et al., 2014; Özcan, Jonash, 2016; Rosentritt et al., 2016; Kelly et al., 2017). Esse tipo de teste promove a oportunidade da ocorrência do fenômeno químico de crescimento lento de trincas e a degradação por processos mecânicos como o “bombeamento hidráulico” e a fricção interna nas paredes das micro-trincas que ocorrem nos materiais cerâmicos. Essas falhas comumente se iniciam no corpo das restaurações, que em conjunto com a aplicação de carga, se propagam, principalmente em ambientes úmidos, podendo ao longo do tempo levar a uma fratura catastrófica das restaurações (Zhang et al., 2005; Marocho et al., 2010; Zhang et al., 2013; Kelly et al., 2017). Outro dano frequente chamado “*quasiplasticity*” ocorre como resultado da alteração micro estrutural logo abaixo da área de contato, levando a uma cumulativa deterioração do local (Zhang et al., 2005).

O teste de resistência à fadiga, por exemplo, submete os espécimes a uma carga constante até que ocorra a fratura dos mesmos (Bonfante, Coelho, 2016). De acordo com Baran et al. (2011), o modo de aplicação de carga ou tensão pode ser estático (permanecendo constante ao longo do tempo), dinâmico (aplicado em constantes variações), ou cíclico (variando a magnitude da carga ou tensão em um determinado intervalo de tempo). No teste de resistência à fadiga podemos verificar o número de ciclos que o espécime pode resistir antes de falhar, dentro de uma determinada carga. A carga aplicada deve ser constante e suficiente para que ocorra a falha, principalmente nos materiais que apresentam baixa suscetibilidade a crescimento lento de trincas ou alto valor de K_{IC} (Bonfante, Coelho, 2016). Não existe consenso para o estabelecimento de um protocolo pré-determinado ideal para

definição dos parâmetros de aplicação de carga e número de ciclos que corresponderiam a situação clínica. Özcan e Jonash (2016), através de uma revisão sistemática da literatura sobre o efeito dos testes de fadiga na durabilidade mecânica das coroas unitárias e próteses parciais fixas, observaram que o número de ciclos variou entre o mínimo de 1.000 e máximo de 1.200.000 para as coroas unitárias; e a carga aplicada nas mesmas, variou entre 20 e 300 N. Outros estudos tem mostrado que a carga de mastigação em áreas posteriores pode atingir valores ligeiramente superiores a 450 N, mas não existe um consenso na literatura neste sentido, uma vez que a mensuração da carga depende de vários fatores do paciente, como tipo de prótese, antagonista, sexo, idade e localização na boca, assim como variações entre os equipamentos de mensuração (Van der Bilt et al., 2008; Bonfante, Coelho, 2016).

Em alguns casos, o elevado número de ciclos pode inviabilizar o teste de resistência à fadiga para um número grande de espécimes ou variáveis em teste, impossibilitando sua aplicação em estudos laboratoriais. Nestes casos, podem ser utilizados ensaios de vida acelerados, como *stair case* (Vanherles et al., 1994; Kelly et al., 2010; Yi, Kelly, 2011; Magne et al., 2012; Amaral et al., 2016; Bonfante, Coelho, 2016; Fraga et al., 2016; Rosentritt et al., 2016; Villefort et al., 2017), *stepstress* (Coelho et al., 2009; Corazza et al., 2015; Basso et al., 2016; Bonfante, Coelho, 2016; Rosentritt et al., 2016), ou *stepwise* (Fennis et al., 2004; Magne et al., 2010; Heintze et al., 2011; Borba et al., 2013; Anami et al., 2016; Bonfante, Coelho, 2016).

No teste *stair case* os espécimes são individualmente carregados por um número pré-determinado de ciclos com cargas que variam de acordo com a sobrevivência ou fratura do espécime anterior, aumentando-as ou diminuindo-as (Vanherles et al., 1994; Kelly et al., 2010; Yi, Kelly, 2011; Magne et al., 2012; Amaral et al., 2016; Bonfante, Coelho, 2016; Fraga et al., 2016). Na metodologia *stepstress*, os espécimes são divididos e submetidos a diferentes perfis de carregamento, denominados frequentemente como leve, moderado e agressivo, onde varia-se incrementos de carga e número de ciclos (Coelho et al., 2009; Corazza et al., 2015; Basso et al., 2016; Bonfante, Coelho, 2016). Já o método *stepwise* corresponde a uma simulação da situação clínica através do carregamento com incrementos crescentes de carga até a falha do material ou até um número de ciclos pré-

determinado (Fennis et al., 2004; Magne et al., 2010; Borba et al., 2013; Anami et al., 2016). No *Fatigue Life*, podemos observar o número de ciclos que o espécime resiste antes de fraturar (Bonfante, Coelho, 2016). O degrau de carregamento inicial é utilizado para adaptação do aplicador à superfície do material (Fennis et al., 2004). A partir dos resultados destes testes de fadiga é possível calcular curvas de sobrevivência ou a confiabilidade dos espécimes em sobreviver a determinadas missões (número de ciclos) e, dependendo do número de espécimes, realizar teste de homogeneidade dos materiais envolvidos por meio de análise de Weibull. Teixeira et al. (2007) mostram uma maneira indireta de medição de distribuição de falhas na estrutura cerâmica através do módulo de Weibull.

Alguns aspectos devem ser considerados durante o delineamento de testes para avaliar o desempenho de materiais restauradores para que tenham resultados clinicamente relevantes, dentre eles: o diâmetro e o material utilizado no aplicador de carga, o substrato para cimentação, a variação de carga e os intervalos para teste, a escolha do meio para armazenagem e testes, bem como a escolha do agente cimentante (Yi, Kelly, 2008; Kelly et al., 2010). Na revisão de literatura sobre os parâmetros utilizados em testes de fadiga para dissilicato de lítio, Nawafleh et al. (2016) ressaltam a importância de padronizar os parâmetros a fim de possibilitar comparações entre os resultados obtidos por diferentes estudos, considerando definição das cargas, número de ciclos, frequência, material do antagonista, movimentos verticais ou laterais, tipo da máquina de teste, uso de simuladores de periodonto ou não, parâmetros de termociclagem e uso ou não de ensaio monotônico após um número determinado de ciclos. Após os testes podem ser observados basicamente dois modos de falhas nos materiais friáveis como as cerâmicas: o clássico “*cone crack*”, que ocorre em ambientes úmidos sendo aumentado pelo fenômeno químico do crescimento lento de trincas, que corresponde ao primeiro estágio de degradação do material nos pontos de aplicação de carga; e o segundo que envolve o desenvolvimento de uma sub superfície na zona afetada pelo dano, e é conduzido por um processo mecânico de degradação, os “*radial cracks*”, que são considerados mais clinicamente relevantes pois usualmente levam às fraturas catastróficas (Kim et al., 1999; Thompson, Rekow, 2004; Zhang et al., 2005; Alessandretti et al., 2017).

3 PROPOSIÇÃO

Este projeto teve como objetivo:

- a) Avaliar o comportamento em fadiga de uma cerâmica à base de silicato de lítio reforçada por zircônia e uma cerâmica híbrida, em espessuras variadas, cimentadas adesivamente em material análogo à dentina aplicando cargas correspondentes aos dentes posteriores;
- b) Avaliar a distribuição de tensões do carregamento axial em restaurações de variadas espessuras e materiais cimentadas sobre material análogo à dentina, esmalte/dentina e esmalte, por meio de modelos de elementos finitos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo foi realizado no Laboratório de Pesquisas em Materiais Odontológicos e Prótese, pertencente ao Instituto de Ciência e Tecnologia da UNESP, em São José dos Campos, Brasil.

4.1 Confecção dos espécimes

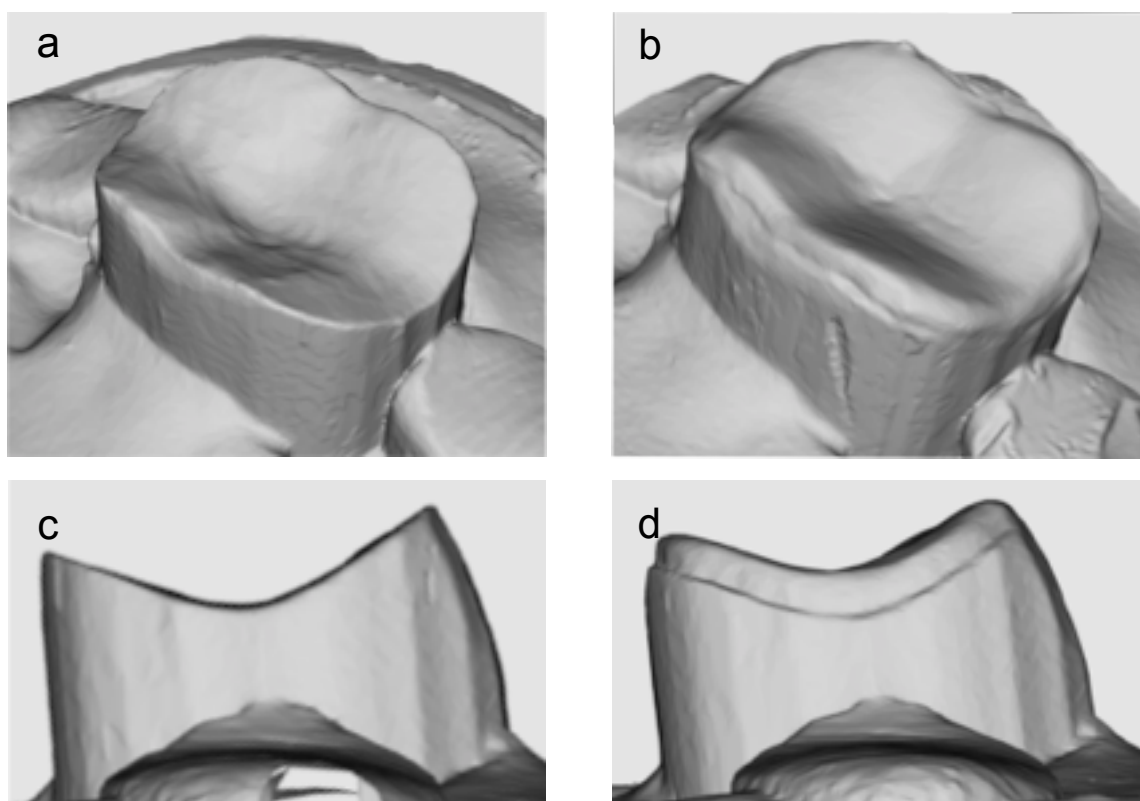
Um dente de estoque correspondente ao segundo molar inferior esquerdo, 37, com dimensões de um dente natural (P- oclusal, São Paulo, Brasil) foi selecionado e recebeu um preparo com redução oclusal simplificada, correspondente a um desgaste dental fisiológico, com ângulos arredondados, para restauração parcial tipo *table top*. A partir desse padrão foi realizado o projeto para a usinagem dos bastões de resina epóxi reforçada por fibra de vidro G10 (Protec, São Paulo) de 12,5 mm de diâmetro. Inicialmente os bastões foram seccionados obtendo-se cilindros menores com 12 mm de altura, para usinagem em fresadora industrial de 3 eixos, tipo CNC, o que permitiu a padronização dos troqueis.

A resina G10 é um material análogo à dentina, validado por Kelly et al. (2010) como substituto da dentina em relação ao comportamento elástico e para testes de adesão ao cimento resinoso.

Os espécimes preparados, foram embutidos até a região correspondente ao limite amelo-cementário em cilindros de PVC contendo resina acrílica autopolimerizável (TDV, Pomerode, SC).

Os preparos foram digitalizados pelo *scanner* óptico (inLab SW4.2, Sirona, Bensheim, Alemanha) (Figura 1a, 1c), que encaminhou as informações ao *software* Cerec 3 (Cerec software v3.03, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha). Após delineamento do término dos preparos, as restaurações foram escaneadas a partir de enceramento sobre o G10, com espessuras de 0,5 mm e 1,0 mm (Figura 1b, 1d). A conferência da uniformidade das espessuras foi realizada pelo software.

Figura 1 - Escaneamento óptico



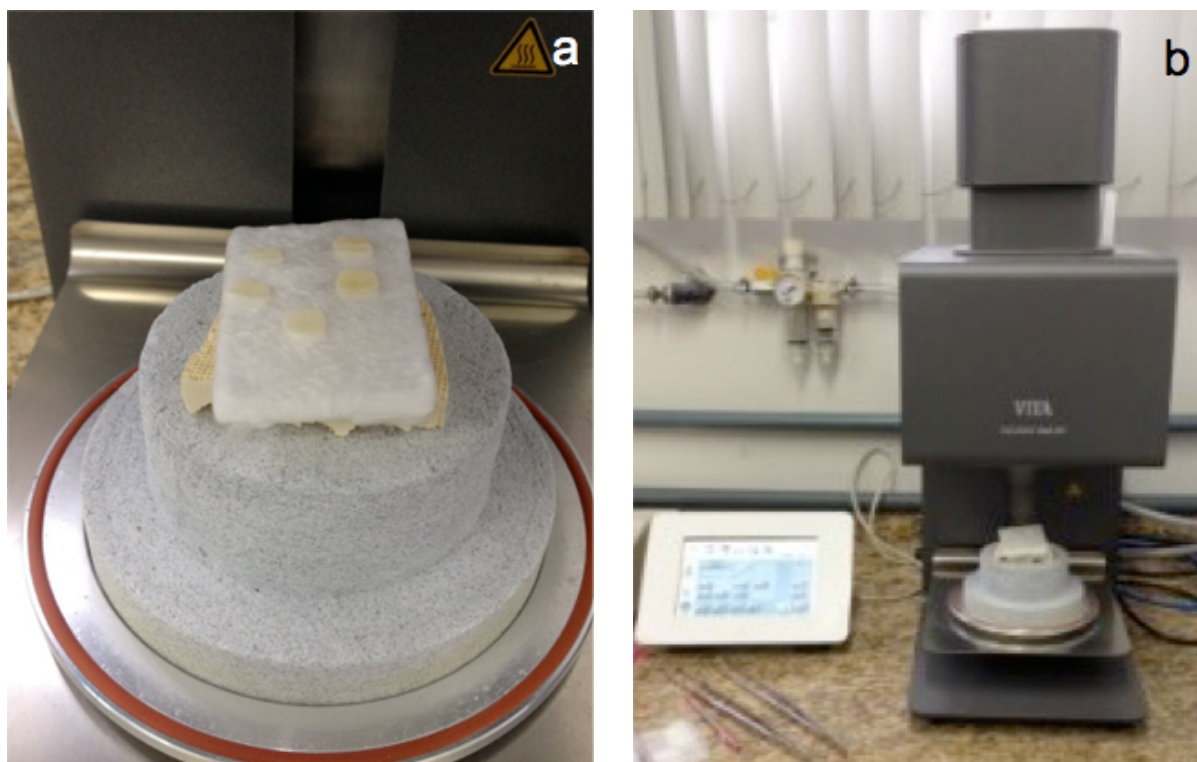
Legenda: a) vista oclusal do preparo; b) vista oclusal do enceramento da restauração; c) vista proximal do preparo; d) vista proximal do enceramento da restauração.

Fonte: Elaborado pelo autor e Gabriela Freitas Ramos.

Foram fresadas 30 restaurações em Vita Suprinity (ZLS-silicato de lítio reforçado por zircônia) e 30 em Vita Enamic (PIC-cerâmica infiltrada por polímero), ambos da VITA Zahnfabrik (Bad Säckingen, Alemanha), com variadas espessuras oclusais, sendo 15 restaurações de cada material com 0,5 mm de espessura, e 15 com 1,0 mm. Em seguida, foram removidos os batiques localizados na cúspide méso lingual, com discos diamantados montados em mandril para motor elétrico, aquém do término da restauração a fim de evitar danos. O restante foi removido através das borrachas de acabamento e polimento específicas de cada kit para as restaurações de ZLS e PIC. Por fim, as mesmas foram limpas em banho ultrassônico com álcool isopropílico por 10 minutos e secas. As amostras de ZLS foram cristalizadas em forno (Vita Vacumat 6000 MP, Vita Zahnfabrik) (Figura 2a),

de acordo com o ciclo de temperaturas e pressão indicados pelo fabricante (Figura 2b). As restaurações foram polidas com os respectivos kits (Vita Suprinity polishing set e Vita Enamic polishing set, Vita Zahnfabrik), compostos por borrachas diamantadas de duas granulações, montados em peça reta e micromotor.

Figura 2 - Cristalização das ZLS



Legenda: a) restaurações ZLS no b) forno Vita Vacumat 6000 MP (Vita Zahnfabrik).
Fonte: Elaborado pelo autor.

Os preparos em G10 foram aleatoriamente divididos dentro de cada espessura entre os materiais cerâmicos para a cimentação, totalizando 4 grupos (Figura 3). Em seguida, foram limpos com ácido fluorídrico 10% (Condac porcelana, FGM Produtos Odontológicos Ltda, Joinville, SC) por 60 segundos, lavados com *spray* ar/água, secos com jatos de ar livres de óleo e posteriormente foi aplicado o adesivo ED primer A+B (Kuraray, Okayama, Japão) com *microbrush* por 30 segundos.

Figura 3 - Organograma do estudo

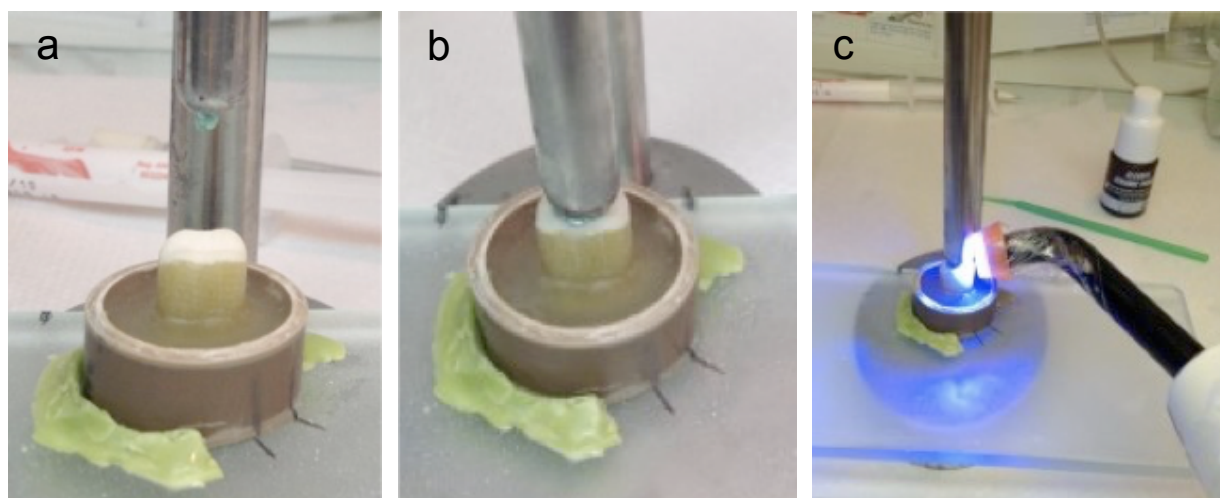


Fonte: Elaborado pelo autor.

As restaurações de ZLS e PIC foram secas e receberam aplicação do *primer* cerâmico Clearfil Ceramic Primer (Kuraray Noritake, Okayama, Japão) por 60 segundos e secagem com leve jato de ar.

O cimento resinoso Panavia F 2.0 (Kuraray Noritake, Okayama, Japão) foi manipulado e levado à superfície interna da restauração, que foi posicionada sobre o respectivo preparo em G10, após o mesmo estar condicionado com o sistema adesivo. Um delineador modificado com peso de 750 g manteve as peças em posição e o excesso de cimento resinoso foi removido com *microbrush*. O cimento foi fotoativado (Bluephase Style, Ivoclar Vivadent Inc.) por 20 segundos em cada face (mesial, distal, lingual, vestibular e oclusal) (Figura 4a, 4b, 4c). Os espécimes permaneceram imersos em água destilada a 37 °C por 30 horas. Em seguida, as linhas de cimentação foram polidas.

Figura 4 - Cimentação das restaurações no G10



Legenda: a) fixando a restauração ao delineador; b) posicionando a restauração com o cimento resinoso; c) fotopolimerização do cimento resinoso.

Fonte: Elaborada pelo autor.

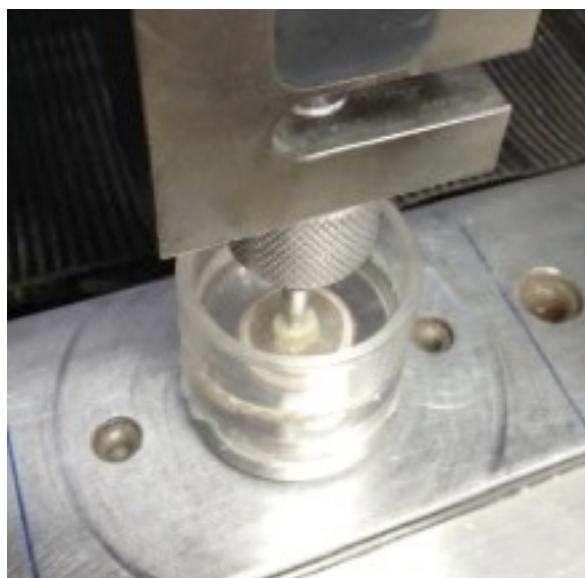
4.2 Teste de fadiga

Inicialmente foram testadas três restaurações de cada grupo por ensaio monotônico, sob carga compressiva com amostras imersas em água destilada. Para isto, os espécimes foram posicionados em máquina universal de ensaios (EMIC DL 1000, São José dos Pinhais) (Figura 5). A máquina aplicou uma carga crescente, utilizando célula de carga de 1000 kgf e velocidade de 1,0 mm/min. A aplicação de carga foi realizada com uma esfera de aço inoxidável de diâmetro de 4,6 mm, promovendo um contato em tripodismo nas vertentes internas das cúspides vestibular e lingual das restaurações.

A média dos valores de resistência máxima, em N, para cada grupo experimental normalmente é utilizada como base na determinação dos parâmetros para o teste de fadiga. Entretanto, os resultados do teste monotônico do presente estudo variaram entre 2.650 e 3.600 N, valores superiores aos encontrados para a carga mastigatória em áreas posteriores, que de acordo com Nawafleh et al. (2016) tem o limite máximo de 1.400 N.

Assim, optou-se por utilizar uma adaptação da metodologia *stepwise*, previamente utilizada por Fennis et al. (2004), Magne et al. (2010) e Anami et al. (2016), onde todos os espécimes foram submetidos ao mesmo protocolo de ciclagem que consistiu na aplicação de 5 mil ciclos a 200 N, seguido por ciclos de 450 N até a fratura dos espécimes ou a suspensão do ensaio após $1,5 \times 10^6$ ciclos (Figura 6). O carregamento foi realizado com frequência de 4 Hz em equipamento Biocycle V2 (Biopdi, São Carlos) e a carga axial foi aplicada da mesma forma que a realizada no teste monotônico, com amostras imersas em água e aplicador semelhante estabelecendo contatos em tripodismo nas vertentes triturantes (Figura 7a, 7b). Uma tira de acetato foi posicionada entre o aplicador de carga e a amostra a fim de minimizar os danos que poderiam ser causados pelo contato da cerâmica com o mesmo. A presença de trincas e/ou fraturas foi conferida com auxílio de iluminação adequada a cada $2,5 \times 10^5$ ciclos, sendo que a cada 5×10^5 ciclos foi realizada a interrupção do teste para avaliação em estereomicroscópio.

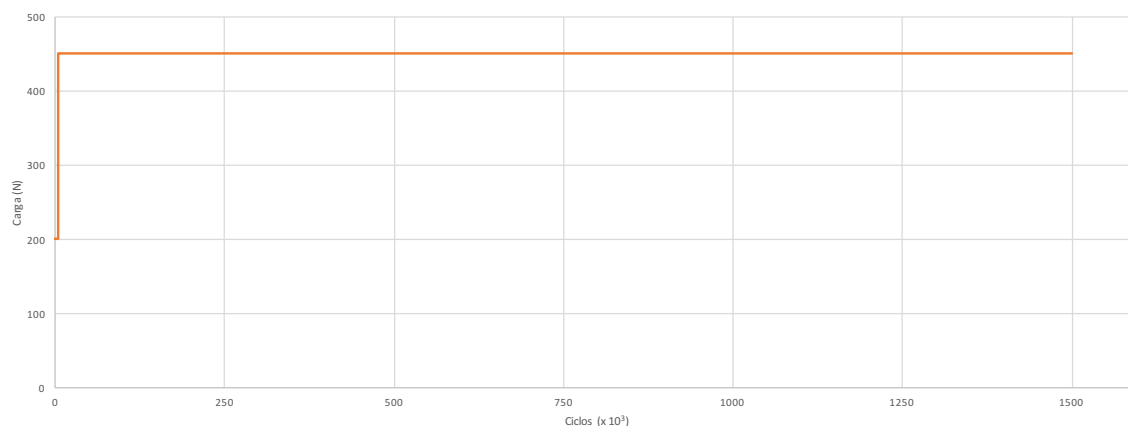
Figura 5 - Máquina universal de ensaios (EMIC DL 1000, São José dos Pinhais)



Legenda: espécime imerso em água destilada, posicionado para teste monotônico.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 6 - Aplicação de carga no teste *stepwise*



Legenda: Todos os espécimes foram submetidos ao mesmo protocolo de ciclagem.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 7 - Equipamento Biocycle V2 (Biopdi, São Carlos, SP) de ensaio mecânico



Legenda: a) máquina de ensaio; b) aplicador de carga posicionado na fossa central, em contato com as vertentes internas das cúspides.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.3 Análise fractográfica

As amostras foram analisadas em estereomicroscópio (Discovery V20 - Zeiss, Jena, Alemanha) para avaliação das trincas e fraturas.

Em seguida, amostras representativas foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura (MEV; XL 20, FEI Company, República Tcheca). As amostras foram fixadas ao porta amostra com fita carbono e foram metalizadas com ouro sob baixa pressão e analisadas por detector de elétron secundários (corrente: 15 a 20 kV; spot: 3,0 a 4,0; WD: ~33 mm).

4.4 Análise por Elementos Finitos

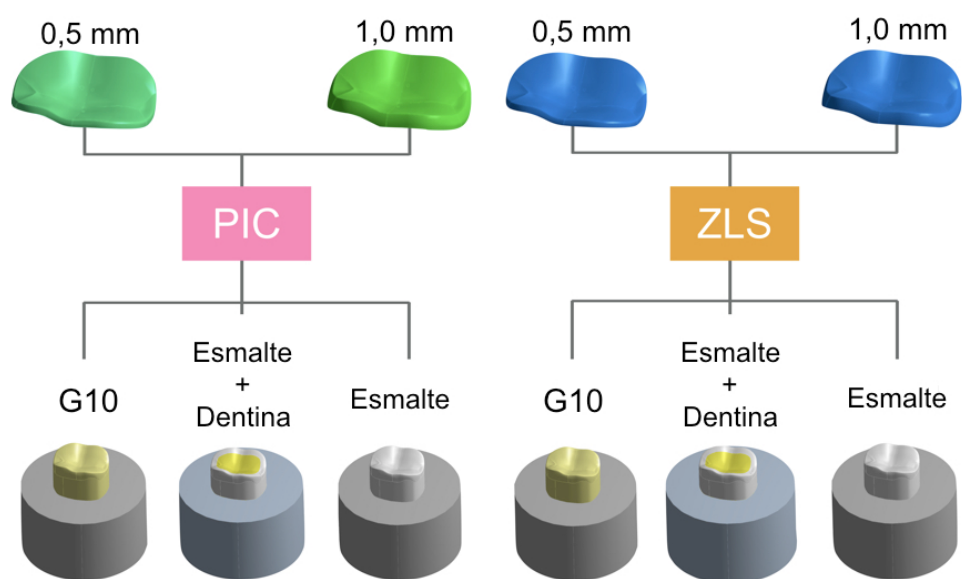
Foi realizada análise da distribuição de tensões nas restaurações oclusais através do método dos elementos finitos, comparando os diferentes tipos de substrato, espessuras das restaurações e tipos de cerâmica.

Os modelos tridimensionais (3D) foram obtidos através do escaneamento dos preparos realizados em G10, pelo *scanner inEos Blue* (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha), replicando o preparo proposto.

Foram estudadas as combinações de restaurações em ZLS (Suprinity) e PIC (Enamic), com dimensões correspondentes a um molar inferior, em espessuras de 0,5 mm e 1 mm. Além disso, variou-se o substrato em resina de G10 utilizada na etapa laboratorial, simulando um preparo em dentina; esmalte, simulando um preparo todo em esmalte; e uma combinação de um volume de dentina circundado por uma camada de 1 mm de esmalte, simulando um dente desgastado. Os arquivos em formato .STL para estereolitografia foram transferidos para o *software* CAD Rhinoceros 5.0 (McNeel North America, Seattle, EUA), onde foram desenhados os modelos (Figura 8), dentro do protocolo BioCAD (Noritomi et al., 2012). Os modelos foram exportados para o *software* Ansys (versão 17.0, Ansys, Canonsburg, EUA) para a fase de pré-processamento da análise por elementos finitos, tendo sido transformados em modelos sólidos tridimensionais. Nessa etapa foram gerados os

modelos a partir das linhas traçadas sobre a imagem em formato .STL e foram atribuídas as propriedades mecânicas dos materiais (Quadro 1). O critério de análise escolhido foi a avaliação da Tensão Máxima Principal (TMP), em que os valores de tração são os positivos e compressão os negativos.

Figura 8 - esquema dos grupos e desenhos avaliados pelo método dos elementos finitos.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Quadro 1 - propriedades mecânicas dos materiais.

Material	Módulo Elástico [GPa]	Coefficiente de Poisson	Referência
ZLS	65,60	0,23	Ramos et al., 2016
PIC	34,70	0,28	Ramos et al., 2016
Panavia F	3,00	0,35	Yi, Kelly, 2008
G10	14,90	0,31	Kelly et al., 2010
Esmalte	84,10	0,33	Zarone et al., 2005
Dentina	18,60	0,32	Zarone et al., 2005
Aço Inox	200,00	0,30	Biblioteca do Ansys
Resina acrílica	26,00	0,38	Caracterização Própria

As interfaces foram consideradas perfeitamente aderidas para todos os grupos e foi considerada a espessura de cimento de 50 μm . Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos para a análise estrutural estática. Foi realizado o carregamento de 450 N distribuído em três contatos oclusais e a parte inferior da base seguiu a configuração do experimento laboratorial.

4.5 Análise dos dados

O número de ciclos em que cada espécime falhou no teste de fadiga foi utilizado para a análise de sobrevivência. Após a tabulação dos dados, foram realizadas as análises de Kaplan-Meier e Mantel-Cox (*Log Rank test*), seguidas por comparação múltipla aos pares, todos com nível de significância de 5% (GraphPad Prism versão 7, La Jolla, Califórnia, EUA).

A probabilidade de falha foi calculada para os intervalos de ciclos: 0 a 250.000, 250.000 à 500.000, 500.000 à 750.000, 750.000 a 1.000.000, 1.000.000 à 1.500.000 e 1.500.000 a 2.000.000 ciclos (90% de intervalo de confiança bilateral - Synthesis 9, Weibull++ 9, Reliasoft). A análise de probabilidade de falha de Weibull forneceu o valor beta (β) que descreve o comportamento da taxa de falha ao longo do tempo. Os valores $\beta < 1$ indicam que a taxa de falha diminuiu ao longo do tempo, a taxa de falha $\beta \sim 1$ indica que não houve variação ao longo do tempo, e $\beta > 1$ significa que a taxa de falhas aumentou ao longo do tempo (Padipatvuthikul, Mair, 2008). O parâmetro eta (η) representa a vida característica dos espécimes, em que 63,2% das falhas ocorreram (Pittayachawan et al., 2007).

Baseado no número de ciclos que os espécimes sobreviveram, o *software* Synthesis 9 (Weibull++ 9, Reliasoft) foi utilizado para calcular a vida média para falha em anos para os grupos testados.

5 RESULTADO

5.1 Teste de fadiga

Apenas uma amostra do grupo PIC1 sobreviveu aos 1.500.000 ciclos.

As curvas de sobrevivência do teste de Kaplan Meier encontram-se nas Figuras 9 e 10. A comparação entre os grupos experimentais pela estatística de Mantel Cox Log-Rank test detectou diferença estatisticamente significativa entre as condições analisadas (Log-Rank test, $X^2=11,2$, $df=3$, $p=0,0107<0,05$; Tabela 1). Considerando-se as taxas de sobrevida opostas com 1.250.000 ciclos, observa-se que o grupo ZLS.5 apresentou taxa de 0,000, enquanto o grupo PIC1 apresentou taxa de 0,417 (Tabela 1; Figuras 9, 10). Assim, a possibilidade de um espécime do grupo PIC1 sobreviver a 1.250.000 ciclos a 450 N sem apresentar falhas foi de 41,7%, enquanto a probabilidade de um espécime do grupo ZLS.5 sobreviver às mesmas condições é de 0%. Nota-se que a taxa de sobrevida diminui com o aumento do número de ciclos.

A comparação aos pares mostrou que as restaurações confeccionadas em cerâmica à base de silicato de lítio reforçado por zircônia com 0,5 mm de espessura (ZLS.5) apresentaram menor resistência à fadiga em comparação com as de cerâmica híbrida com 1,0 mm de espessura (PIC1), sendo que as demais restaurações (PIC.5 e ZLS1) se assemelharam a todos os grupos experimentais (Tabela 1; Figuras 9, 10).

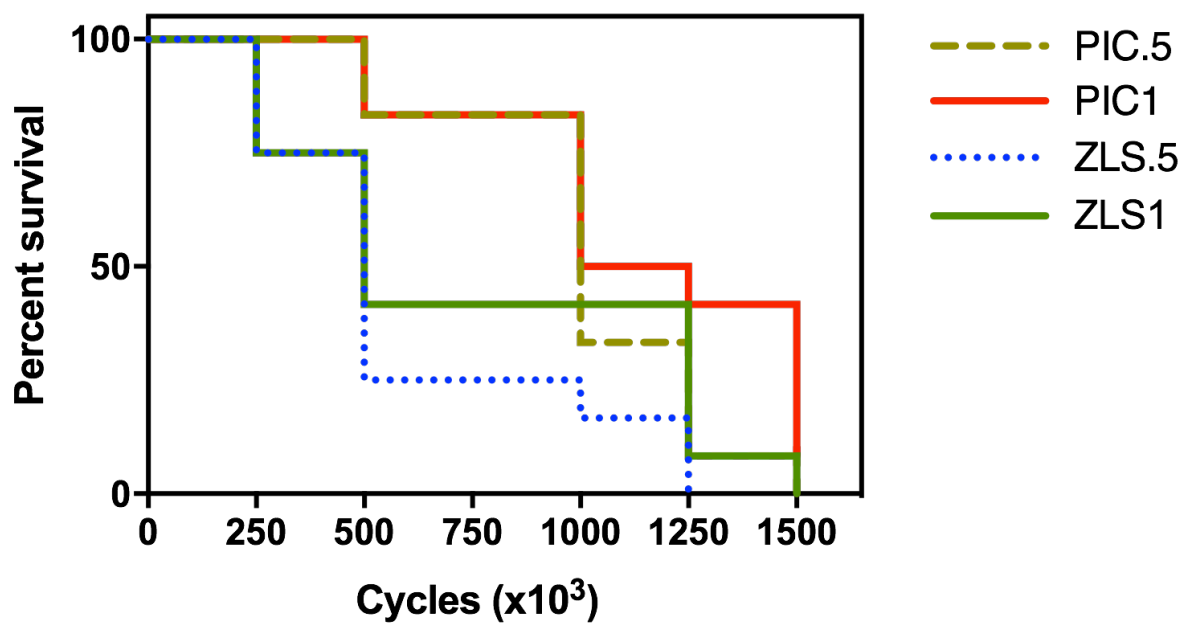
Tabela 1 - Estatística de Kaplan Meier e Mantel-Cox (*Log Rank test*) dos grupos experimentais testados no presente estudo

	Número de ciclos ($\times 10^3$)						Grupamentos homogêneos
	250	500	750	1000	1250	1500	
ZLS.5	0,750	0,250	-	0,167	0,000	-	B
ZLS1	0,750	0,417	-	-	0,083	0,000	AB
PIC.5	-	0,833	-	0,333	0,083	0,000	AB
PIC1	-	0,833	-	0,500	0,417	0,083	A

Legenda: Os valores ausentes não foram calculados pela ausência de dados.

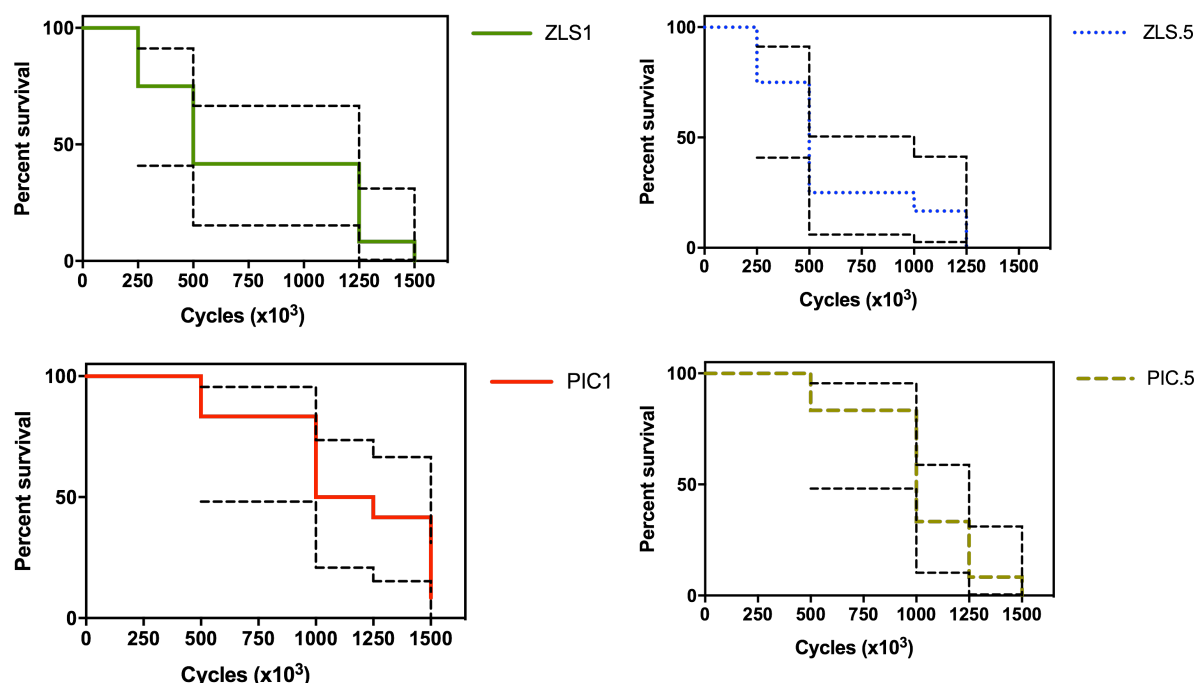
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 9 - Gráfico de sobrevivência dos espécimes testados de acordo com o número de ciclos para falha ($\times 10^3$)



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 10 - Gráficos de sobrevivência dos espécimes testados de acordo com o número de ciclos para falha ($\times 10^3$)



Legenda: As linhas pontilhadas representam os limites superiores e inferiores dos respectivos intervalos de confiança a 95%.

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2 Análise de Weibull

De acordo com a tabela 2, os grupos ZLS apresentaram defeitos aleatórios que culminaram com a fratura ($\beta \sim 1$), enquanto os grupos PIC apresentaram defeitos que aumentaram com a fadiga mecânica após algum tempo sob ciclagem ($\beta > 1$). Embora os grupos de PIC tenham sido estatisticamente semelhantes entre si devido à sobreposição dos intervalos de confiança (Figura 11), PIC.5 apresentou o maior valor de β , indicando menor variabilidade dos resultados, isto é, a fratura das coroas ocorreu quase sempre entre 750.000 e 1.000.000 ciclos, tendo as PIC, em geral, demorado um maior número de ciclos para começar a falhar (Tabela 2).

Tabela 2 - Parâmetros da distribuição de Weibull (beta e eta) e respectivos limites superiores e inferiores para o intervalo de confiança 90% dos grupos experimentais

	Beta (β)	Limite mínimo	Limite máximo	Eta (η)	Limite mínimo	Limite máximo
PIC.5	3,9	2,5	5,9	990652,9	867883,3	1,1E+06
PIC1	2,4	1,6	3,6	1,2E+06	994351	1,5E+06
ZLS.5	0,9	0,5	1,5	377834,5	220707,9	646822,5
ZLS1	0,9	0,6	1,6	487690	288685,2	823881,6

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 11 - Gráfico de contorno dos intervalos de confiança dos grupos experimentais



Fonte: Elaborada pelo autor.

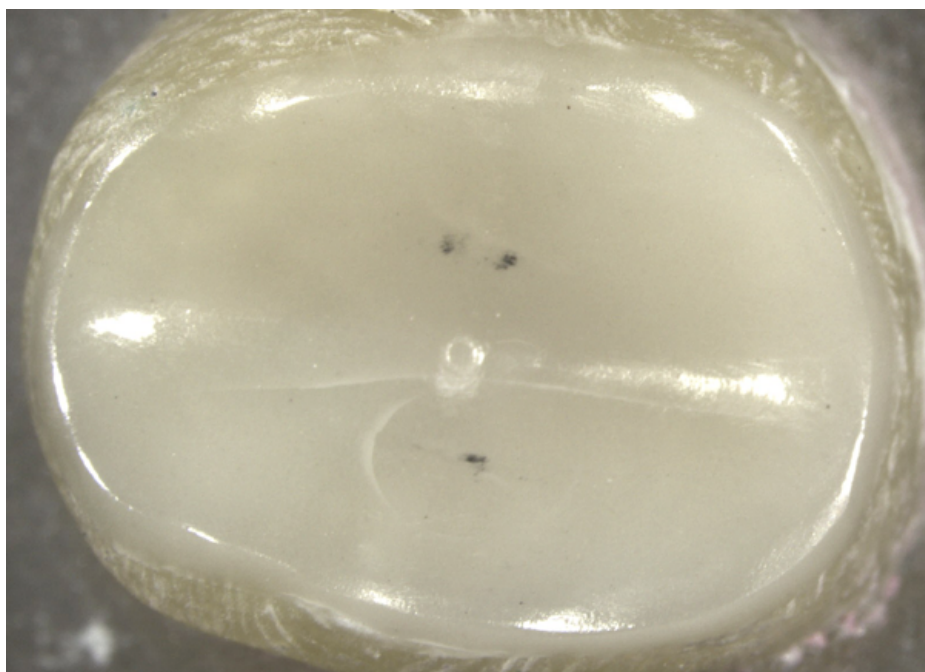
A vida média dos grupos testados, em anos, calculada pela ferramenta Synthesis 9 com base no número de ciclos que os espécimes sobreviveram, é de 102 (PIC.5), 124 (PIC1), 45 (ZLS.5) e 56 (ZLS1).

5.3 Análise do Modo de Falha

Somente uma amostra do grupo ZLS apresentou falha de adesão entre restauração e substrato após o ensaio de fadiga. De forma geral, as fraturas de PIC resultaram em danos menores e menor número de fragmentos em comparação com ZLS.

As imagens de estereomicroscópio apresentam trincas observadas graças a translucidez do material, como mostra a Figura 12. Não foram localizados danos decorrentes do contato do aplicador de carga associados às origens de fraturas na superfície oclusal. As imagens de estereomicroscópio de todas as amostras testadas encontram-se no APÊNDICE A (Figuras 19, 20, 21, 22 e 23).

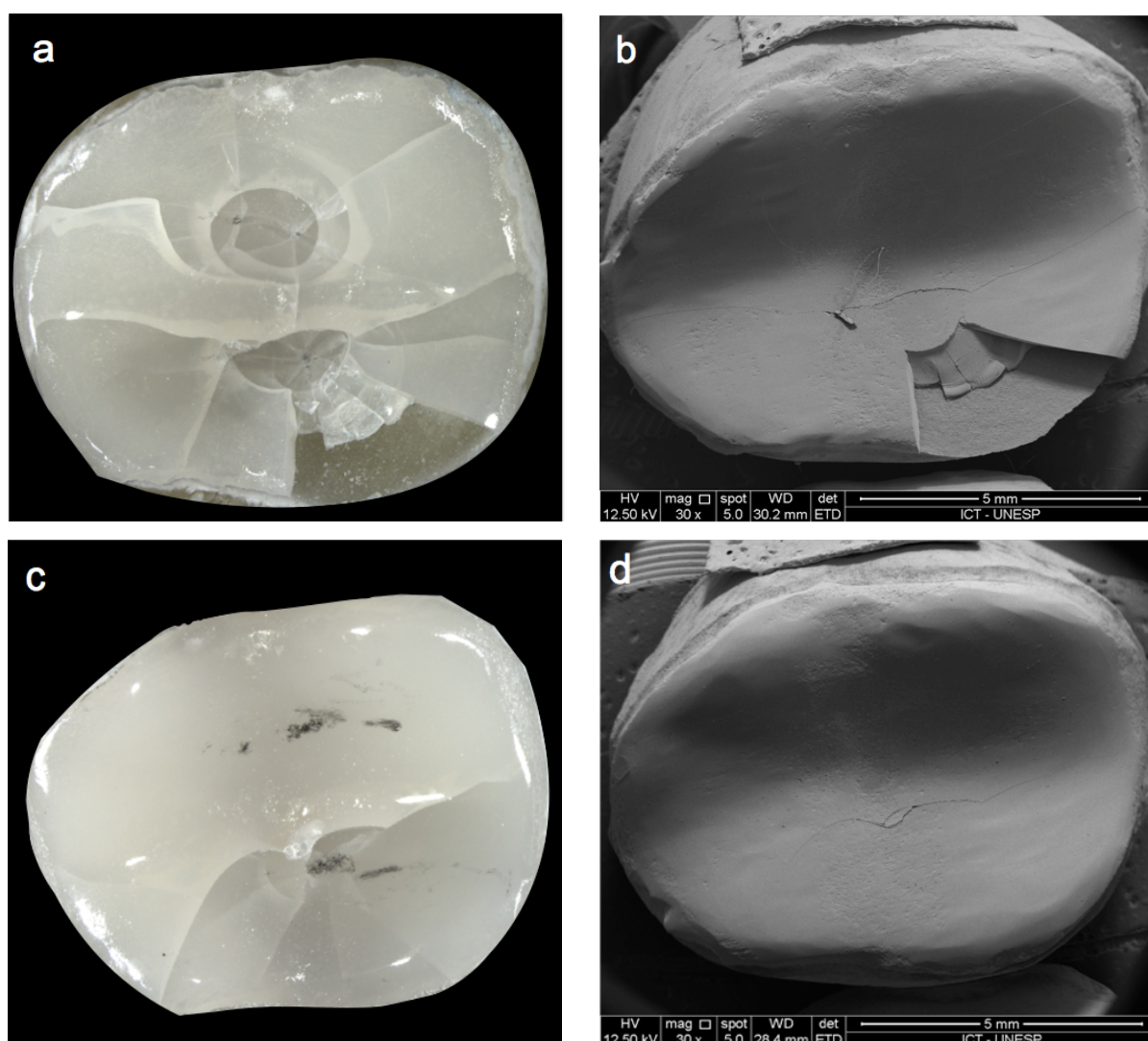
Figura 12 - Imagem do estereomicroscópio



Legenda: Espécime do grupo PIC1 observado em estereomicroscópio.
Fonte: Elaborada pelo autor.

A avaliação em MEV evidenciou a ausência de danos e fraturas originadas na superfície cerâmica em contato com o aplicador de carga (Figuras 13b, 13d e 14b, 14d). Comparando as imagens de estereomicroscópio (Figuras 13a, 13c e 14a, 14c) e MEV dos mesmos espécimes, é possível observar que a fratura ocorreu no volume do material e os danos na superfície externa foram mínimos ou inexistentes.

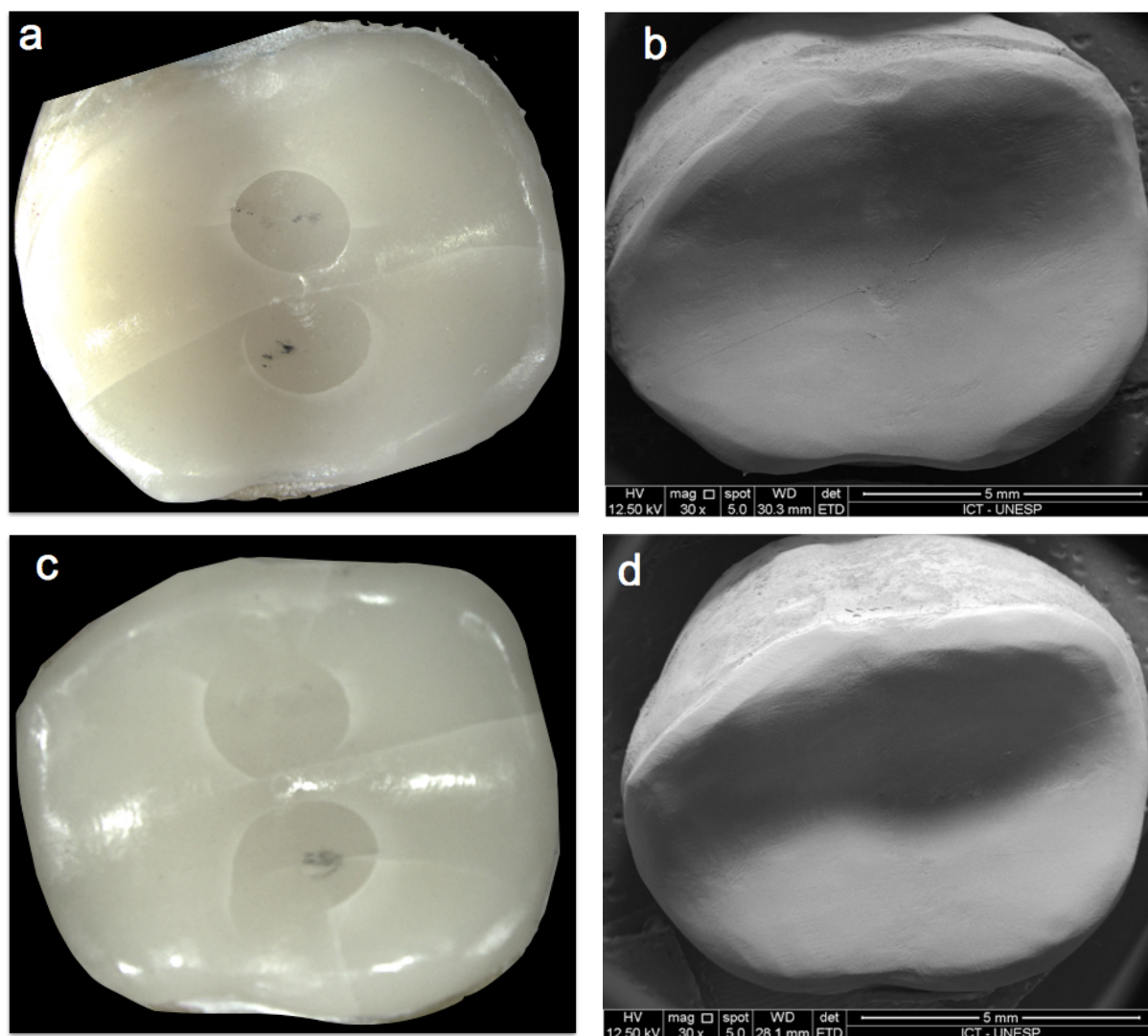
Figura 13 - Imagens de estereomicroscópio e MEV



Legenda: a, b) ZLS.5; c, d) ZLS1.

Fonte: Elaborada pelo autor e Lilian Anami (MEV).

Figura 14 - Imagens de estereomicroscópio e MEV



Legenda: a, b) PIC.5; c, d) PIC1.

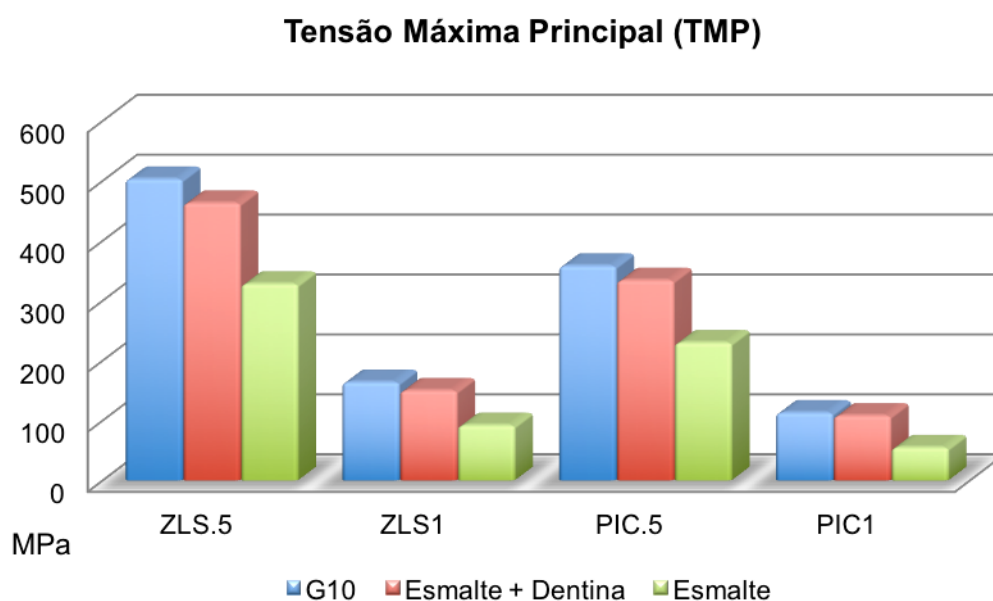
Fonte: Elaborada pelo autor e Lilian Anami (MEV).

5.4 Análise por Elementos Finitos

O padrão de distribuição de tensões foi similar em todos os modelos analisados, sendo que as áreas de maior concentração de tensões foram verificadas abaixo dos pontos de aplicação de carga. O aumento na espessura das restaurações reduziu a concentração de tensões na interface de cimentação e na

superfície oclusal. ZLS apresentou maior concentração de tensões na interface adesiva em comparação com PIC. O substrato com módulo de elasticidade mais alto apresentou uma concentração de tensões ligeiramente menor (Figura 15).

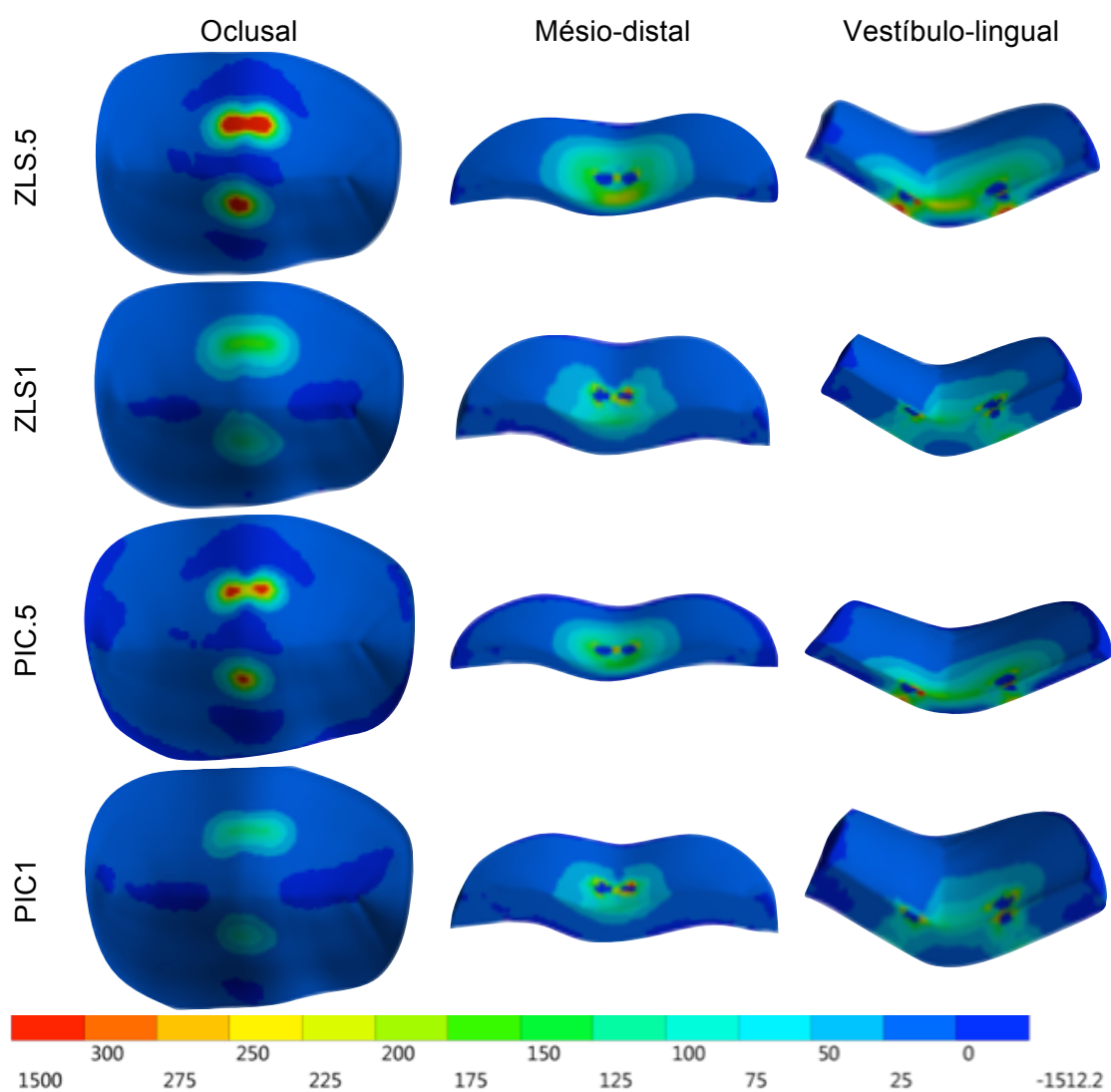
Figura 15 – Gráfico de barras dos resultados de TMP (em MPa) mensurados na interface de cimentação das restaurações



Legenda: Grupos estudados com carregamento vertical de 450 N.

Fonte: Elaborada pelo autor.

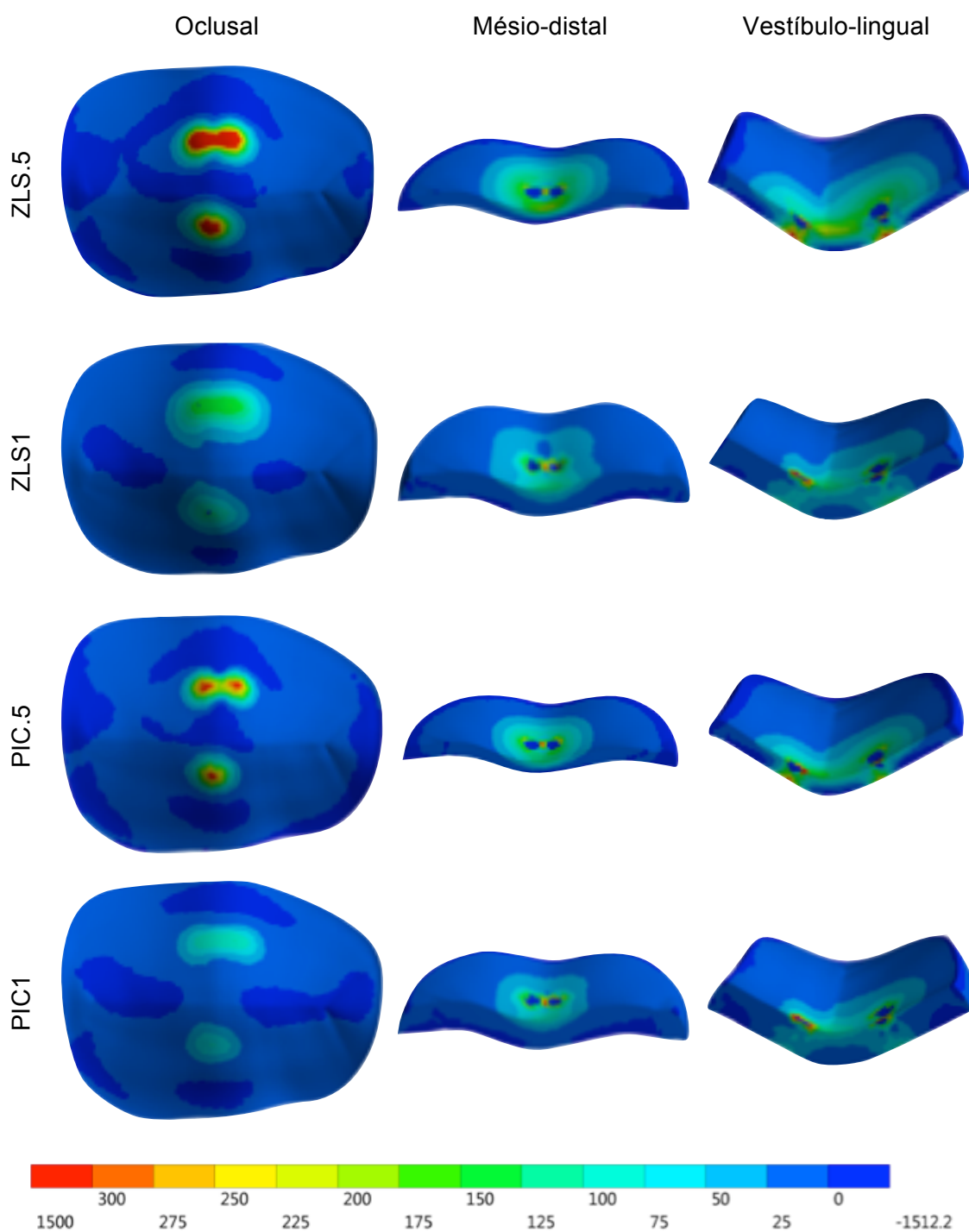
Figura 16 – Distribuição da TMP para o substrato G10



Legenda: Modelos estudados com substrato G10. Escala padronizada.

Fonte: Elaborada pelo autor.

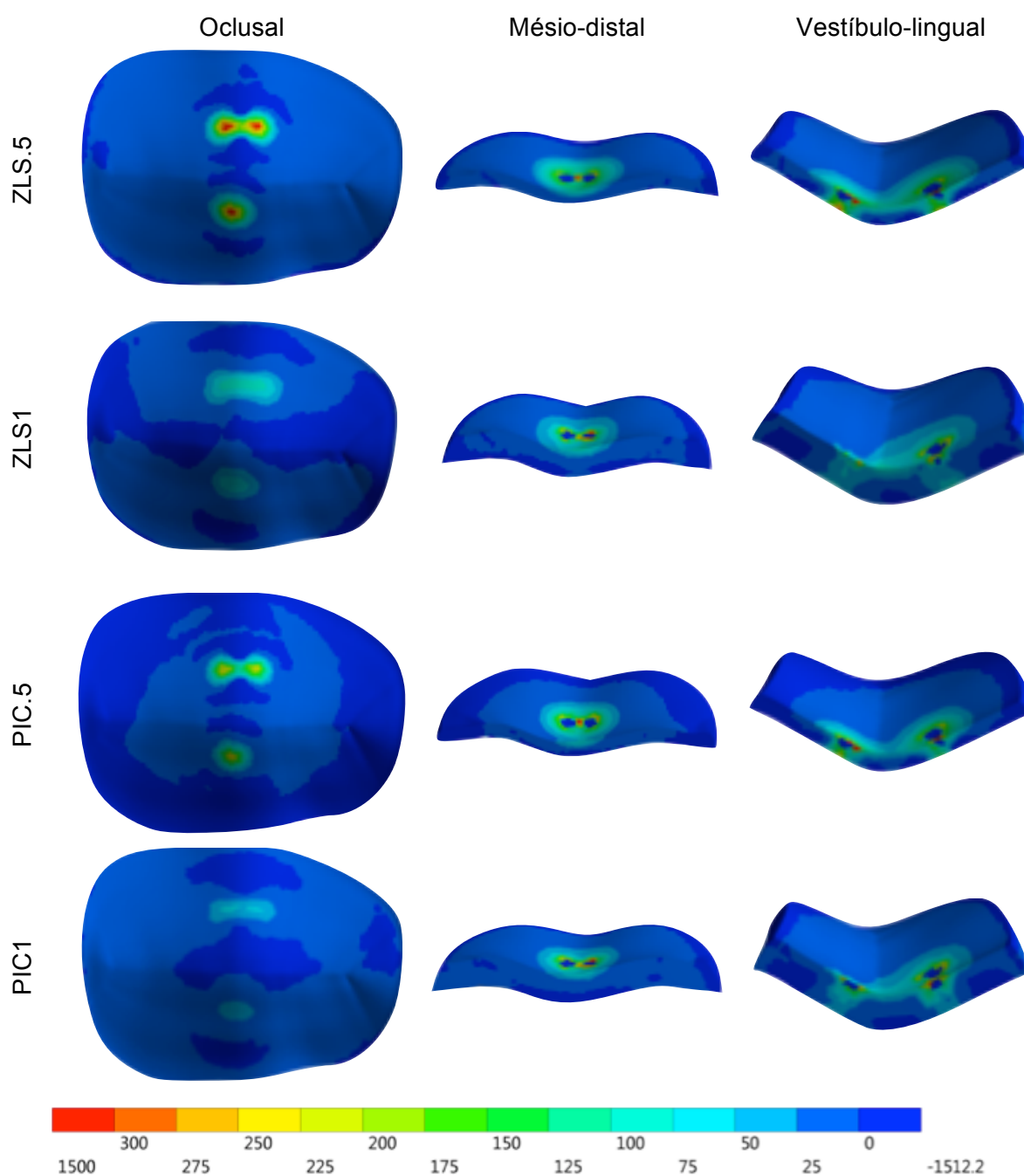
Figura 17 - Distribuição da TMP para o substrato Esmalte + Dentina



Legenda: Modelos estudados com substrato Esmalte + Dentina. Escala padronizada.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 18 - Distribuição da TMP para o substrato Esmalte



Legenda: Modelos estudados com substrato Esmalte. Escala padronizada.

Fonte: Elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

As cerâmicas são materiais vítreos friáveis que para desempenharem papel semelhante às estruturas dentais devem suportar as cargas mastigatórias sem se degradar (Wang et al., 2013). A microestrutura das cerâmicas pode afetar seu comportamento (Kelly et al., 1996), portanto a escolha do tipo de material deve considerar composição química, propriedades mecânicas, processamento laboratorial, espessura, bem como o método de cimentação.

Com as novas abordagens clínicas restauradoras minimamente invasivas e de acordo com o princípio biomimético que busca reparar as estruturas dentais perdidas através de materiais que se assemelham aos tecidos naturais (Magne et al., 2002), o presente estudo avaliou a vida em fadiga de restaurações parciais para dentes posteriores, incluindo as ultrafinas tipo “*table top*”, em cerâmica ZLS e cerâmica híbrida PIC. Os fabricantes destes materiais indicam a espessura mínima de 1,5 mm para área de cúspides, e 1 mm para área de fissuras para restaurações parciais em dentes posteriores, porém pode ser necessário o uso em menores espessuras como forma de preservação da estrutura dentária e para possibilitar a reabilitação em áreas com altura interoclusal limitada. O presente estudo verificou que a cerâmica híbrida de 1 mm teve desempenho significativamente melhor no teste de fadiga quando comparada ao silicato com 0,5 mm de espessura. Isso pode estar associado à microestrutura da cerâmica híbrida que contém poros preenchidos por polímero, uma combinação de materiais que visa aumentar a resistência à fratura, assim como a resistência à flexão (Coldea et al., 2013; Sannino, 2014; Awada, Nathanson, 2015; Aboushelib, Elsafi, 2016; Badawy et al., 2016).

Outros fatores que devem ser levados em consideração na escolha dos materiais são o módulo de elasticidade e a resistência à fratura que têm relação direta com o seu comportamento frente às cargas. A ZLS, por ser mais rígida, resultou em maior concentração de tensões na interface adesiva na avaliação por elementos finitos, corroborando com os estudos de Kelly (1999) e Thompson, Rekow (2004). Aparentemente, uma cerâmica com menor módulo elástico, mais próximo ao da dentina, pode suportar melhor as cargas e conter melhor a propagação de trincas (He, Swain, 2011; Coldea et al., 2013; Bottino et al., 2015; Ramos et al., 2016),

distribuindo melhor as tensões (Chen et al., 2014). De fato, as PIC apresentaram melhor desempenho em maior espessura (1 mm) que a ZLS em menor espessura (0,5 mm), sobrevivendo a um maior número de ciclos, com diferença estatisticamente significativa, sendo que as demais, PIC.5 e ZLS1, se assemelharam a todos os grupos experimentais. Pode-se constatar ainda na análise por elementos finitos, que o aumento na espessura das restaurações reduziu significativamente a concentração de tensões nas superfícies internas e externas, ou seja, interface de cimentação e oclusal, respectivamente. Segundo Thompson, Rekow (2004), a diminuição na espessura das restaurações para menos de 1 mm tem um grande impacto no aumento da susceptibilidade à falha, interferindo na performance clínica.

No presente estudo, um substrato com módulo de elasticidade mais alto apresentou concentração de tensões ligeiramente inferior, concordando com Thompson, Rekow (2004), que mostraram em seu estudo que maiores módulos elásticos de substrato resultam em maior carga necessária para fratura.

O comportamento das cerâmicas em longo prazo também é influenciado pela sua susceptibilidade à degradação pelo crescimento lento de trincas, fato diretamente ligado à sua microestrutura, e que também deve ser considerado na escolha do material. Segundo Ramos et al. (2016), as PIC apresentam um coeficiente de corrosão por stress (n) quase três vezes maior que as ZLS, sendo, portanto, menos susceptíveis ao crescimento lento de trincas. De fato é possível observar nas curvas de sobrevivência e nos resultados da análise de Weibull que as PIC demoraram mais tempo para apresentar falhas que as ZLS.

Durante a confecção das restaurações, foram observadas diferenças no tempo de usinagem da PIC, que foi mais rápido em relação à ZLS, bem como no acabamento de borda das restaurações logo após seu processamento em CAD/CAM (APÊNDICE B, Figura 24). As ZLS mais delgadas apresentaram mais irregularidades quando comparadas às ZLS de maior espessura e às PIC em ambas espessuras, sugerindo melhor usinabilidade. Conforme afirmou Boccaccini (1997), a usinabilidade dos materiais vitro-cerâmicos está diretamente relacionada ao seu índice de friabilidade, e não tanto com a sua dureza ou resistência à fratura (Elsaka, Elnaghy, 2016). Devido a sua menor friabilidade, as cerâmicas infiltradas por polímeros apresentam boa usinabilidade e melhor acabamento (He, Swain, 2011;

Coldea et al., 2013; Awada, Nathanson, 2015; Lebon et al., 2015; Chavali et al. 2016).

Os dados da vida média para falha calculados pelo software Weibull⁺⁺ não expressam necessariamente a realidade *in vivo*, pois existem outras variáveis em boca. Trata-se de uma tentativa de estimar, nas condições do teste, quantos anos sobreviveria uma restauração de cada espessura e tipo de material. De qualquer maneira, os tempos médios para falha calculados para todos os grupos são superiores aos tempos de avaliação clínica de restaurações cerâmicas que, após 10 anos têm sobrevivência de 95% (Beier et al., 2012). Desta forma os estudos clínicos de longo prazo continuam sendo necessários para melhor avaliar a longevidade dessas restaurações.

O protocolo de fadiga empregado no presente estudo se mostrou eficiente, resultando em falhas semelhantes àsquelas encontradas clinicamente, originadas na superfície cimentante e não por esmagamento causado pelo aplicador de carga (Kelly, 1999; Coelho et al., 2009; Chen et al., 2014; Alessandranetti et al., 2017). Os defeitos inicialmente classificados em “*cone cracks*” e “*radial cracks*” pela análise em estereomicroscópio foram descartados na análise em MEV. Nas micrografias verificou-se que a superfície oclusal dos espécimes apresentava pouco ou nenhum dano e que a origem das falhas ocorreu na face interna das restaurações. Assim, as aparentes trincas em estereomicroscópio ocorreram no interior do material e foram visualizadas devido a transparência do mesmo, sendo que muitas delas sequer atingiram a superfície oclusal das restaurações.

O papel da adesão no sucesso das restaurações diretas ou indiretas, do tipo *inlay*, *onlay*, facetas ou coroas é fundamental, pois a resistência final do complexo dente/restauração é dependente da estabilidade desta união (Thompson, Rekow, 2004; Clelland et al., 2006; Sadowsky, 2006; Magne et al., 2010; Schlichting et al., 2011; Carvalho et al., 2014; Chen et al., 2014; Bottino et al., 2015; Hu et al., 2016; Roperto et al., 2016). No presente estudo, somente uma amostra do grupo ZLS apresentou falha de adesão entre restauração e substrato após o teste de fadiga, portanto a adesão se mostrou eficiente para ambas cerâmicas, não interferindo no desempenho das amostras testadas, apesar de aparentemente as ZLS apresentarem melhor adesão que as PIC (Hu et al., 2016).

As restaurações tipo *tabletop*, ou de 0,5 mm no caso desse estudo, são consideradas mecanicamente favoráveis por receberem predominantemente forças compressivas no sentido axial (Koubi, 2016). Este fato foi confirmado pela análise de elementos finitos que verificou que as áreas de maior concentração de tensões, em todos os casos, foram detectadas logo abaixo dos pontos de aplicação de carga, na interface de cimentação, longe das bordas das restaurações, em concordância com o trabalho de Teixeira et al. (2007) que também observou a origem da maior parte das fraturas na superfície de cimentação, onde ocorrem as maiores forças de tração.

O G10 foi escolhido como substrato neste estudo por se tratar de um material análogo à dentina, com módulo elástico e adesividade semelhantes (Kelly et al., 2010), reduzindo o viés de padronização das amostras em relação à variabilidade que poderia ocorrer em dentes naturais. O tipo de substrato também tem relação com a resistência à fratura dos materiais restauradores e essa dependência é ainda mais pronunciada em restaurações finas e ultra finas (Thompson, Rekow, 2004; Chen et al., 2014). A análise de elementos finitos confirmou que o comportamento do G10 foi semelhante ao substrato natural simulado de esmalte/dentina na distribuição de tensões em todos os modelos avaliados. Contudo, o substrato com módulo de elasticidade mais alto, composto somente por esmalte, apresentou uma concentração de tensões inferior, distribuindo as cargas mais uniformemente no volume das restaurações, por sua menor capacidade de deformação. No que diz respeito ao módulo elástico do substrato, Thompson, Rekow (2004) verificaram que a espessura do cimento também pode interferir na longevidade das restaurações, sendo que quanto maior a espessura do cimento, que apresenta um menor módulo elástico, mais precoce será a chance de falha na restauração.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo foi possível concluir que:

- a) As restaurações confeccionadas em cerâmica à base de silicato de lítio reforçado por zircônia com 0,5 mm de espessura (ZLS.5) apresentaram menor resistência à fadiga quando comparadas com as de cerâmica híbrida com 1,0 mm de espessura (PIC1);
- b) Em espessuras delgadas, a concentração de tensões das restaurações de ZLS na interface adesiva é superior em comparação com PIC.

REFERÊNCIAS*

Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater.* 2016;32:529-34. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.12.001>

Alao AR, Stoll R, Song XF, Miyazaki T, Hotta Y, Shibata Y, et al. Surface quality of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal in CAD/CAM milling, sintering, polishing and sandblasting processes. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;65:102-16. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.08.021>

Alessandranetti 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;33:191-7. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2016.11.014>

Amaral M, Cesar PF, Bottino MA, Lohbauer U, Valandro LF. Fatigue behavior of Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;57:149-56. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.11.042>

Anami LC, Lima J, 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. doi: 10.2341/14-166-L

Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal – ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater.* 2012;28(1):102-11. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.012

Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):117-23. doi: 10.1016/j.prosdent.2005.11.014

Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):587-93.

Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials- Alternative loading approach for compact tension test. *Dent Mater.* 2016;32:847-52. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.003>

Bahillo J, Jané L, Bortolotto T, Krejci I, Roig M. Full-mouth composite rehabilitation of a mixed erosion and attrition patient: A case report with v-shaped veneers and ultra-thin composite overlays. *Quintessence Int.* 2014;45(9):1-8. doi: 10.3290/j.qi.a32439)

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 25 jun 2017]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Bakeman EM, Rego N, Chaiyabutr Y, Kois JC. Influence of ceramic thickness and ceramic materials on fracture resistance of posterior partial coverage restorations. *Oper Dent*. 2015;40(2):211–7. doi: 10.2341/12-459-L

Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2001;12(4):350–60.

Basso GR, Moraes RR, Borba M, Duan Y, Griggs JA, Bona A Della. Reliability and failure behavior of CAD-on fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2016;32(5):624–30. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2016.01.013>

Beier US, Kapferer I, Dumfahrt H. Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-ceramic restorations. *Int J Prosthodont*. 2012;25(1):70-8.

Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*. 2006;22(1):29–36. doi: 10.1016/j.dental.2005.02.007

Boccaccini AR. Machinability and brittleness of glass-ceramics. *J Mater Process Technol*. 1997;65:302-4. Pii: SO924-0136(96)02275-I

Bonfante EA, Coelho PG. A Critical perspective on mechanical testing of implants and prostheses. *Adv Dent Res*. 2016;28(1):18–27. doi: 10.1177/0022034515624445

Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Bona A Della. Step-stress analysis for predicting dental ceramic reliability. *Dent Mater*. 2013;29:913-8. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2013.05.009>

Bottino MA, Campos F, Ramos NC, Rippe MP, Valandro LF, Melo RM. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. *Oper Dent*. 2015;40(3):83-91. doi: 10.2341/13-343-L

Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *J Dent*. 1994;22:97–102.

Campos F, Almeida CS, Rippe MP, Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Resin Bonding to a Hybrid Ceramic: effects of surface treatments and aging. *Oper Dent*. 2016;41(2):171-8. doi: 10.2341/15-057-L

Carvalho A, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*. 2014;111:310-7.

Chavali R, Nejat AH, Nathaniel C. Machinability of CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent*. 2016;11-23.

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. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.018>

Chronopoulos V, Maroulakos G, Tsoutis K. Complete mouth rehabilitation and gastroesophageal reflux disease: Conventional and contemporary treatment approaches. *J Prosthet Dent*. 2017;117(1):1–7.

Clelland NL, Warchol N, Kerby RE, Katsube N, Seghi RR. *Dent Mater*. 2006;22:99-106. doi:10.1016/j.dental.2005.04.005

Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain–zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater*. 2009; 25:1122-7. doi:10.1016/j.dental.2009.03.009

Coldea A, Swain M V, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*. 2013;29(4):419–26. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2013.01.002>

Corazza PH, de Castro HL, Feitosa SA, Kimpara ET, Della Bona A. Influence of CAD-CAM diamond bur deterioration on surface roughness and maximum failure load of Y-TZP-based restorations. *Am J Dent*. 2015;28(2):95–9.

Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*. 2014;30(5):564–9. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.019>

Deng Y, Lawn BR, Lloyd IK. Characterization of damage modes in dental ceramic bilayer structures. *J Biomed Mater Res*. 2002;63(2):137–45. doi: 10.1002/jbm.10091

Denry I, Kelly JR. Emerging Ceramic-based Materials for Dentistry. *J Dent Res*. 2014;93(12):1235-42. doi: 10.1177/0022034514553627

Derchi G, Vano M, Penarrocha D, Barone A, Covani U. Minimally invasive prosthetic procedures in the rehabilitation of a bulimic patient affected by dental erosion. *J Clin Exp Dent*. 2015;7(1):170-4. doi: 10.4317/jced.51732

Dietschi D, Argente A. A Comprehensive and conservative approach for the Restoration of Abrasion and Erosion. Part II: Clinical Procedures and Case Report. *Eur J Esthet Dent*. 2011;6(2):142-59.

Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*. 2013;7:118–22.

Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2002;22(3):241–9.

Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016;32(7):908–14. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.013>

Fennis WMM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonschot N, Creugers NHJ. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. *Int J Prosthodont*. 2004;17(3):313–7.

Fradeani M, Barducci G, Bacherini L, Brennan M. Esthetic rehabilitation of a severely worn dentition with minimally invasive prosthetic procedures (MIPP). *Int J Periodont Rest. Dent.* 2012;32(2):135–47.

Fraga S, Kalil G, Pereira R, Freitas M, Johannes C, Felipe L, et al. Loading frequencies up to 20 Hz as an alternative to accelerate fatigue strength tests in a Y-TZP ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;61:79–86. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.01.008>

Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A New Classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015;28(3):227–35.

Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent.* 2013;110(4):264–73.

Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010;23:434–42.

He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater.* 2011;27:527–34. doi: [10.1016/j.dental.2011.02.002](http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.02.002)

Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater.* 2011;27(2):10–9. doi: [10.1016/j.dental.2010.09.004](http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2010.09.004)

Henry J, Hill RG. The influence of lithia content on the properties of fluorophlogopite glass-ceramics. II. Microstructure hardness and machinability. *J Non Cryst Solids.* 2003;319:13–30. doi: [10.1016/S0022-3093\(02\)01959-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3093(02)01959-2)

Homaei E, Farhangdoost K, Hon Tsoi JK, Matinlinna JP, Nang Pow EH. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed.* 2016;59:304–13. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.01.023>

Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater.* 2016;32(2):223–32. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.11.023>

Johnson AC, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res.* 2014;58(2):107–14. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2014.01.001>

Jokstad A. Computer-assisted Technologies used in oral rehabilitation and the clinical documentation of alleged advantages – a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2017;44:261–90. doi: [10.1111/joor.12483](http://dx.doi.org/10.1111/joor.12483)

Kaplan EL, Meier P. Nonparametric Estimation from Incomplete Observations *J Am Stat Assoc.* 1958;53(282):457–81. doi: <http://www.jstor.org/stable/2281868>

Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*. 2011;56(1):84-96. doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75(1):18–32.

Kelly JR, Cesar PF, Scherrer SS, Della Bona A, van Noort R, Tholey M et al. ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing. *Dent Mater*. 2017; doi: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.006>

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.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing. *J Prosthet Dent*. 1999;81(6):652-61.

Kim DK, Jung YG, Peterson IM, Lawn BR. Cyclic fatigue of intrinsically brittle ceramics in contact with spheres. *Acta Mater*. 1999;47(18):4711-25. Pii: S1359-6454(99)00246-3

Kois DE, Isvilanonda V, Chaiyabutr Y, Kojs JC. Evaluation of fracture resistance and failure risks of posterior partial coverage restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2013;25(2):110–22. doi: 10.1111/jerd.12018

Koubi S. Worn dentition: the full mock up concept [Internet]. 2016 Jul 27 [2017 30 Oct]. Disponível em: <https://styleitaliano.org/worn-dentition-the-full-mock-up-concept/>

Lebon N, Tapie L, Vennat E, Mawussi B. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *J Prosthet Dent*. 2015;114(2):236-47.

Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res*. 2014;58:208-16.

Lussi A, Hellwig E, Jaeggi T. Dental Erosion. *Oper Dent*. 2009;34(3):251-62. doi: 10.2341/09-BL

Magne P, Belser UC. Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. *Int J Periodont Rest*. 2002;22(5):425–33.

Magne P, Boff LL, Oderich E, Cardoso AC. Computer-aided-design/computer-assisted-manufactured adhesive restoration of molars with a compromised cusp: Effect of fiber-reinforced immediate dentin sealing and cusp overlap on fatigue strength. *J Esthet Restor Dent*. 2012;24(2):135–46. doi: 10.1111/j.1708-8240.2011.00433.x

Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):574–9.

Magne P, Kim TH, Cascione D, Donovan TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prost Dent*. 2005;94(6):511–9. doi: 10.1016/j.prosdent.2005.10.010

Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*. 2010;104(3):149–57.

Magne P, Stanley K, Schlichting LH. Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dent Mater*. 2012;28(7):777–82. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.002>

Marocho SMS, Studart AR, Bottino MA, Bona A Della. Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramic. *Dent Mater*. 2010;26:483-90. doi: 10.1016/j.dental.2010.01.007

May LG, Robert Kelly J, Bottino MA, Hill T. Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns. *Dent Mater*. 2015;31(8):895–900. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.04.019>

Nawafleh N, Hatamleh M, Elshiyab S, Mack F. Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review. *J Prosthodont*. 2016;25:116-26. doi: 10.1111/jopr.12376

Nejatidanesh F, Amjadi M, Akouchekian M, Savabi O. Clinical performance of CEREC AC Bluecam conservative ceramic restorations after five years—A retrospective study. *J Dent*. 2015;43:1076-82. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2015.07.006>

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. doi: [doi.org/10.2334/josnusd.57.255](http://dx.doi.org/10.2334/josnusd.57.255)

Noritomi PY, Xavier TA, & Silva JVL (2012) A comparison between BioCAD and some know methods for finite element model generation In: Silva da Bártolo (ed) *Innovative Developments and Physical Prototyping* Taylor & Francis Group, London 685-690.

Özcan M, Jonash M. Effect of cyclic fatigue tests on aging and their translational implications for survival of all-ceramic tooth-borne single crowns and fixed dental prostheses. *J Prosthodont*. 2016;1-12. doi: 10.1111/jopr.12566

Padipatvuthikul P, Mair LH. Comparison of shear bond strength, fatigue limit and fatigue life in resin-bonded metal to enamel bonds. *Dent Mat*. 2008;24:674-80.

Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater*. 2007;23:1018-29.

Poggio C, Pigozzo M, Ceci M, Scribante A, Beltrami R, Chiesa M. Influence of

different luting protocols on shear bond strength of computer aided design/computer aided manufacturing resin nanoceramic material to dentin. *Dent Res J*. 2016;13(2):91–7.

Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater*. 2003;19:603-11. doi: 10.1016/S0109-5641(03)00002-2

Ram H, Shah R, Agrawal H. Evaluation of three different tooth preparation techniques for metal ceramic crowns by comparing preparation depths: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2015;15(2):162-7. doi: 10.4103/0972-4052.159961

Ramos N de C, Campos TMB, Paz IS de La, Machado JPB, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater*. 2016;32(7):870-8. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.018>

Rich JT, Neely JG, Paniello RC, Voelker CCJ, Phil D, Nussenbaum B, Wang EW. A practical guide to understanding KAPLAN-MEIER curves. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2010; 143(3):331-6. doi: 10.1016/j.otohns.2010.05.007

Roperto R, Akkus A, Akkus O, Lang L, Sousa-Neto MD, Teich S. Effect of different adhesive strategies on microtensile bond strength of computer aided design/computer aided manufacturing blocks bonded to dentin. *Dent Res*. 2016;13(2):117–23.

Rosentritt M, Behr M, Preis V. A critical evaluation of fatigue studies for restorative materials in dentistry. *Curr Oral Health Rep*. 2016;3:221–8. doi: 10.1007/s40496-016-0097-8

Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: A review of literature. *J Prosthet Dent*. 2006;(96)6:433-42.

Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. CEREC CAD/CAM Chairside System original research article. *Oral Implantol*. 2014;(3):57–70.

Sato T, Anami L, Melo R, Valandro L, Bottino M. Effects of surface treatments on the bond strength between resin cement and a new zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Oper Dent*. 2016;41(3):284-92. doi: 10.2341/14-357-L

Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent*. 2011;105(4):217-26. doi: 10.1016/S0022-3913(11)60035-8

Song XF, Ren HT, Yin L. Machinability of lithium disilicate glass ceramic in in vitro dental diamond bur adjusting process. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;53:78-92. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.08.003>

Song XF, Yin L, Peng JH, Lin B. Cutting characteristics of dental glass ceramics during in vitro dental abrasive adjusting using a high-speed electric handpiece. *Ceram Int*. 2013;39:6237-49. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ceramint.2013.01.045>

Tassin M, Bonte E, Loison-Robert LS, Nassif A, Berbar T, Le Goff S. Effects of high-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks on oral stem cells. *Plos One*. 2016;11(5):e0155450. doi: 10.1371/journal.pone.0155450

Teixeira EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson JY. Dynamic fatigue and strength characterization of three ceramic materials. *J Mater Sci: Mater Med*. 2007;18:1219-24. doi: 10.1007/s10856-007-0131-4

Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *J Appl Oral Sci*. 2004;12(sp. issue):26-36.

Tsitrou EA, van Noort R. Minimal preparation designs for single posterior indirect prostheses with the use of the Cerec system. *Int J Comput Dent*. 2008;11(3-4):227-40.

van der Bilt A, Tekamp A, van der Glas H, Abbink J. Bite force and electromyography during maximum unilateral and bilateral clenching. *Eur J Oral Sci*. 2008;116(3):217-22.

Villefort RF, Amaral M, Pereira GKR, Campos TMB, Zhang Y, Bottino MA, et al. Effects of two grading techniques of zirconia material on the fatigue limit of full-contour 3-unit fixed dental prostheses. *Dent Mater*. 2017;33:155-64. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2016.12.010>

Vita Zahnfabrik. Vita Suprinity PC: instruções de processamento [Internet]. 2016 [acesso em 2017 Oct 30]. Disponível em: https://mam.vitazahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=47498&sprache=pt&fallback=&cls_session_id=&neuste_version=1

Wang RR, Lu CL, Wang G, Zhang DS. Influence of cyclic loading on the fracture toughness and load bearing capacities of all-ceramic crowns. *Int J Oral Sci*. 2014;6:99-104. doi: 10.1038/ijos.2013.94

Yi YJ, Kelly JR. Failure responses of a dental porcelain having three surface treatments under three stressing conditions. *Dent Mater*. 2011;27(12):1252-8. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.002

Yi YJ, Kelly R. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic. *Dent Mater*. 2008;24:403-9. doi: 10.1016/j.dental.2007.06.017

Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: A 3D-finite element analysis. *Dent Mater*. 2005;21:1178-88. doi: 10.1016/j.dental.2005.02.014

Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Thompson P, Rekow D. damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont*. 2006;19:442-8.

Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent*. 2013;41(12):1135-47. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2013.10.007>

Zhang Y, Song JK, Lawn BR. Deep-penetrating conical cracks in brittle layers from hydraulic cyclic contact. *J Biomed Mater Res B*. 2005;73(1):18

APÊNDICE A - Análise de falha das amostras em estereomicroscópio, após o Teste de Fadiga

Figura 19 - Primeiro grupo de amostras cicladas

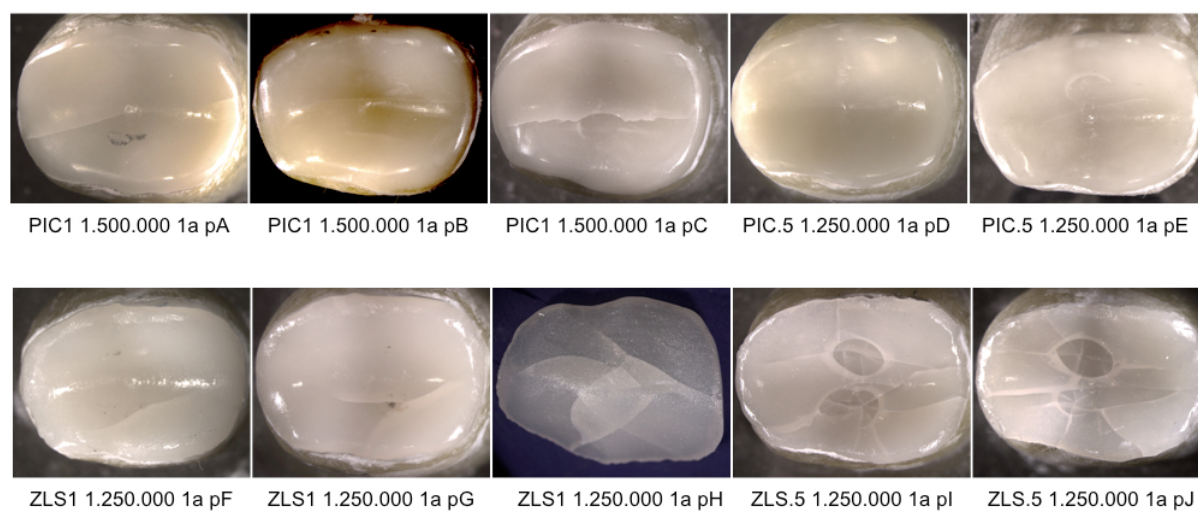


Figura 20 - Segundo grupo de amostras cicladas

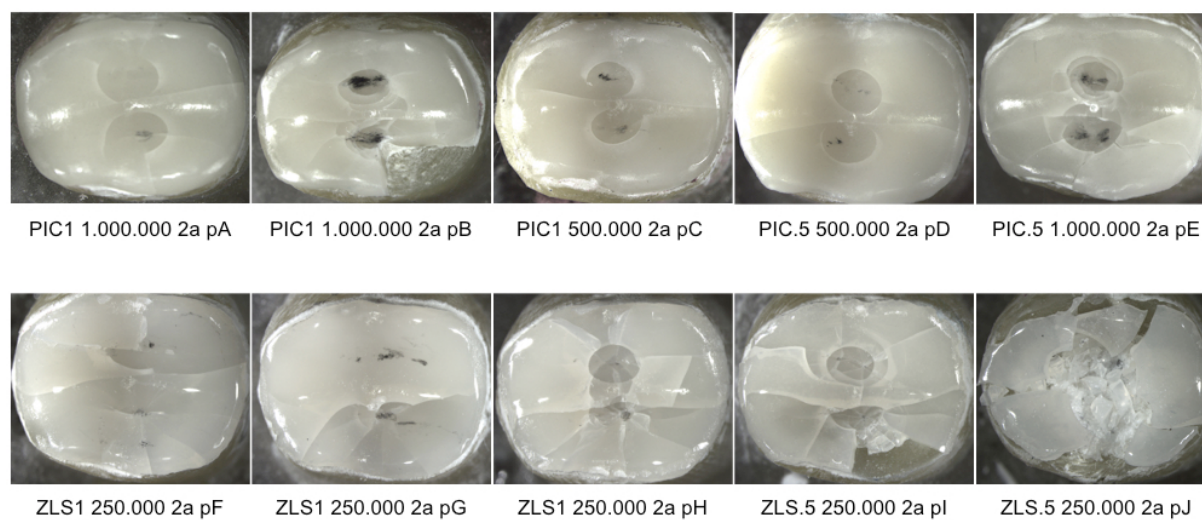


Figura 21 - Terceiro grupo de amostras cicladas

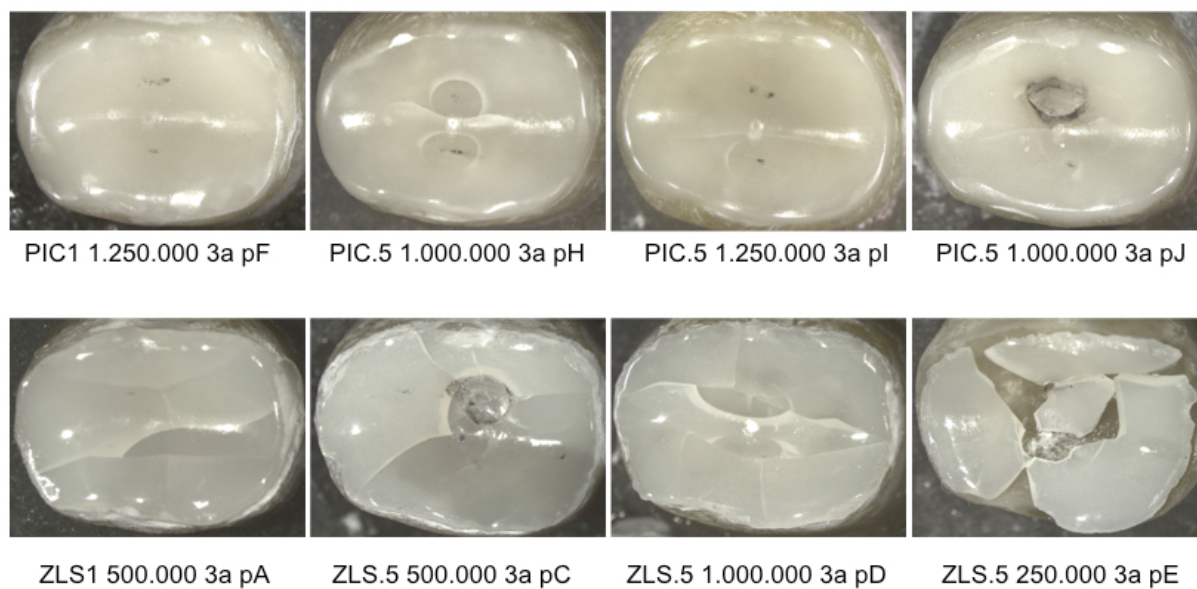


Figura 22 - Quarto grupo de amostras cicladas

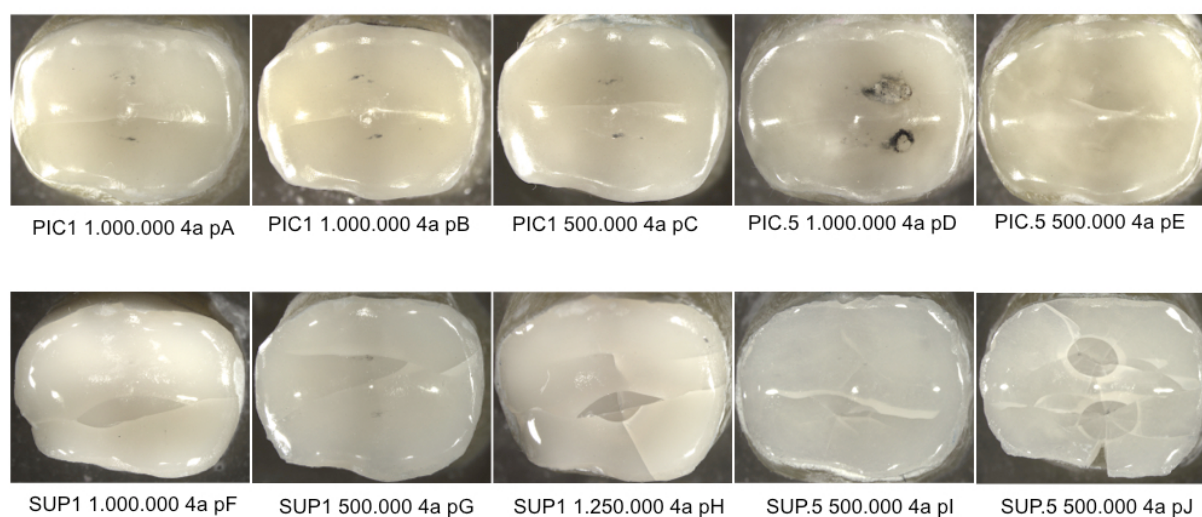
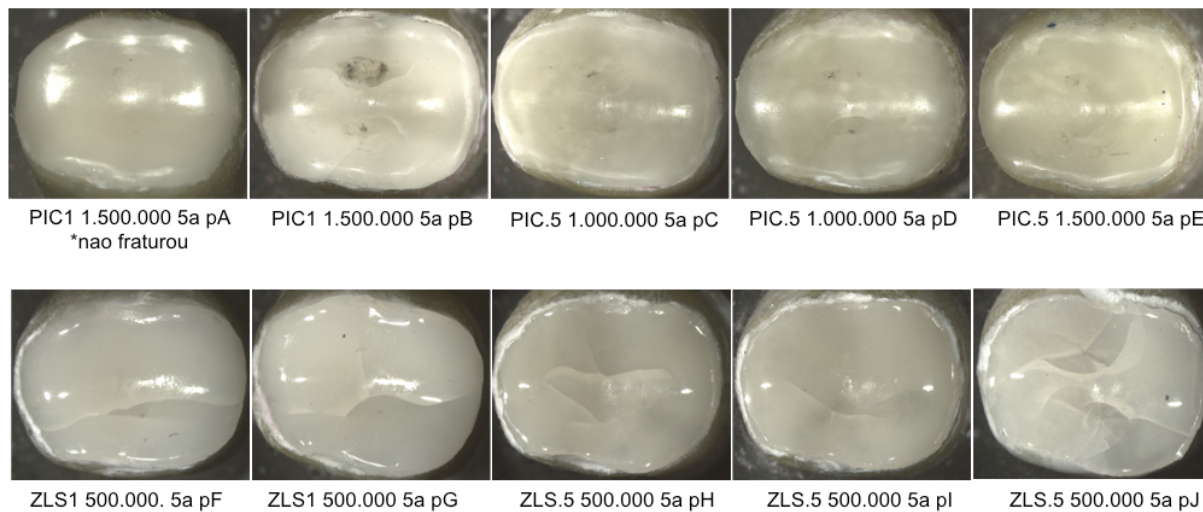
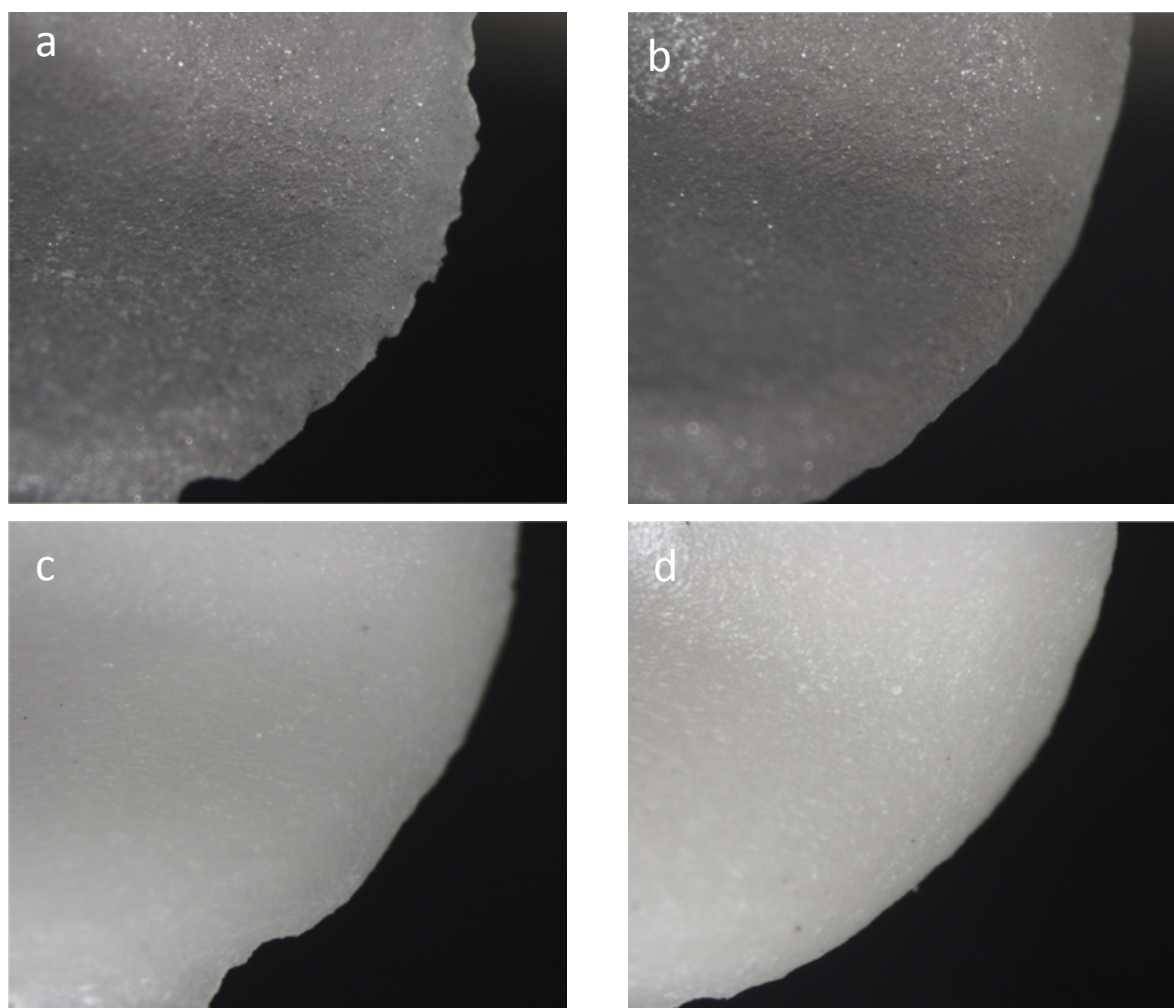


Figura 23 - Quinto grupo de amostras cicladas



APÊNDICE B – Análise do acabamento de borda após usinagem em CAD/CAM observadas em estereomicroscópio (Discovery V20 - Zeiss, Jena, Alemanha) aumento de 20x

Figura 24 – Restaurações pós-usinagem em CAD/CAM



Legenda: a) ZLS.5; b) ZLS1; c) PIC.5; d) PIC