UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

FERNANDA FERRUZZI LIMA

Avaliação da resistência à fadiga e modalidades de danos de
coroas unitárias de dissilicato de lítio e resina nanocerâmica

BAURU

2016

FERNANDA FERRUZZI LIMA

Avaliação da resistência à fadiga e modalidades de danos de coroas unitárias
de dissilicato de lítio e resina nanocerâmica

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Bauru da Universidade de
São Paulo para obtenção do título de Doutor
em Ciências Odontológicas Aplicadas, na
área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

BAURU

2016

Lima, Fernanda Ferruzzi

L628a

Avaliação da resistência à fadiga e modalidades de danos de coroas unitárias de dissilicato de lítio e resina nanocerâmica/Fernanda Ferruzzi Lima. – Bauru, 2016.

72p.: il; 30 cm

Tese. (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru.
Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

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

Assinatura:

Data:

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família.

Por eles sempre fui, sou e serei.

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), que me agraciou com uma bolsa de estudos mensal durante todo o curso de Doutorado. Este auxílio financeiro foi minha fonte de renda durante quase quatro anos, e sem dinheiro não há sonho, não há vontade que baste; não há crescimento pessoal e não há pós-graduação.

Agradeço à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, que tornou possível o desenvolvimento da pesquisa sobre a qual se fundamenta esta tese por meio do auxílio 2013/10021-5. Este auxílio possibilitou a compra de materiais e serviços relacionados a este e a outros experimentos realizados pelo nosso grupo de pesquisa, sob a orientação do Prof. Dr. José Henrique Rubo.

Agradeço à Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, por ter me aceitado no Programa de Pós Graduação em Ciências Odontológicas Aplicadas. Na FOB, enfrentei meus medos, recebi cobranças, aprendi com os melhores exemplos, fiz amigos para a vida toda e vivi alguns dos dias mais felizes da minha vida. A FOB se tornou uma de minhas casas, e então tive de partir.

Agradeço às pessoas que convivi até este dia, e tudo o que aprendi com elas:

Com meus pais, aprendi que poderia ser e fazer o que eu quisesse. Acreditei que tudo era possível, mesmo quando não era. Então, fui lá e fiz. Agradeço o apoio, o amor e a liberdade.

Com minha tia Elaine Cristina Ferruzzi, aprendi o que era pós- graduação e docência. Conheci o amor pelo ensino, a força de vontade e o reconhecimento. A primeira defesa de título acadêmico que assisti foi a defesa de Mestrado da Tia Elaine. Foi um momento incrível. Decepcionei-me, confesso! Porque não tinha maquiagem, nem baile, nem pompa e circunstância. Nem colação de grau. Mas deveria ter. Uma conquista tão importante merecia uma cerimônia à altura. Minha opinião ainda não mudou.

Com meus professores de graduação, na Universidade Estadual de Maringá, conheci a Odontologia e aprendi a me apaixonar pelos detalhes. Agradeço pelo exemplo de profissionalismo e caráter.

Durante o mestrado na mesma Universidade, com meus professores e orientador de mestrado aprendi o que era o pensamento científico e isso mudou minha maneira de ver o mundo. Mais uma vez, obrigada!

Com a equipe de Prótese da FOB aprendi o que era excelência. Obrigada a cada um dos professores Luiz Fernando Pegoraro, Accácio Lins do Valle, Pedro César de Oliveira, Vinícius Carvalho Porto, Ana Lúcia Pompéia Fraga de Almeida, Estevam Augusto Bonfante, Gerson Bonfante, Karen Hermana Neppelenbroek, Lucimar Falavinha Vieira, Simone Soares, Paulo César Rodrigues Conti, Renato de Freitas, Carlos Araújo por cada oportunidade que tive de aprender com vocês.

Com meu orientador, José Henrique Rubo, aprendi que uma carreira sólida se faz com trabalho, respeito às pessoas e disponibilidade. Obrigada pelo exemplo e auxílio durante todo o curso.

Com meu namorado, Marlon Fiori, aprendi que a vida pode ser maravilhosa todos os dias, e que não devemos nos contentar com menos que isso. Mais do que isso, aprendi a encarar a pós-graduação como uma oportunidade única de investir em você mesmo, no país, em seus futuros alunos e orientados. E não como um curso com um trabalho de pesquisa que deve ser entregue ao final. Obrigada por tornar minha vida melhor.

Com meus colegas de pós-graduação aprendi o que era companheirismo. Com a Naila aprendi o que era ser destemida. Com a Brunna aprendi o que é dedicação. Com a Fer Piras aprendi o que era ser uma rocha. Com a Thereza Pacheco me questionei como um coração tão grande pode caber em uma pessoa tão magra. Com o Gustavo Andrade aprendi que um “como você está?”, quando perguntado de coração, pode salvar o dia de alguém.

E com todos os outros mestrandos e doutorandos o valor de amizades sem arrogância, competitividade; e com muito amor e companheirismo. Cada um de vocês foi muito importante, acreditem. E é muito bom saber que tenho amigos para a vida.

Agradeço ao Max Laurent pelos conselhos de vida e profissão. Ao Carlos Eduardo Edwards Rezende, Vitor Guarçoni de Paula, Vinícius Pavesi Fardin e Hugo Alberto Vidotti por dividirem comigo seu conhecimentos acerca de materiais cerâmicos. Aprendi muito com vocês.

Com os funcionários da FOB aprendi que um sorriso no rosto e disponibilidade para ajudar podem tornar tudo muito mais fácil. Um agradecimento especial aos

técnicos Alcides Costa, Sandra Azuaga, Marcelo Giatti e Déborah Blasca, que participaram ativamente do trabalho tema desta tese.

Aprendi com os alunos de iniciação científica envolvidos com o projeto, a cada encontro, que orientar é tarefa difícil. Agradeço a dedicação e disponibilidade dos alunos José Renato Berro Filho e Victor Mosquim.

Aprendi com os alunos de Graduação da FOB-USP que ensinar prótese dentária pode ser maravilhoso, embora trabalhoso. Obrigada queridos alunos por possibilitarem minha experiência de docência durante as clínicas de Prótese. Sempre encontrei alunos pacientes, dispostos a aprender e agradecidos por qualquer auxílio. Cabe aqui um agradecimento ao Programa de Aperfeiçoamento do Ensino (PAE) oferecido pela USP, do qual participei por três semestres consecutivos, fui bolsista e me proporcionou contato direto com os professores e alunos de graduação.

Voltando aos agradecimentos, é necessário mencionar o Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários, que gentilmente permitiu o uso do laboratório de pesquisas e na máquina de ciclagem termomecânica utilizada neste estudo. Preciso fazer um agradecimento especial à Profa. Dra. Ana Flávia Sanches Borges, que não mediu esforços para que tudo corresse bem durante o experimento.

Agradeço ao Professor Heitor Marques Honório pela consultoria estatística. Cada visita a sua sala foi uma aula de ciência para mim. Obrigada!

Agradeço aos professores da FOB em geral, por cada conversa informal que se tornou uma aula. Em especial aos departamentos de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários e Periodontia, os quais tive a sorte de ter contato frequente.

Agradeço aos pós-graduandos do departamento de prótese e demais departamentos. Pelas conversas sempre engrandecedoras, mesmo no “bandejão”, pelo apoio e companhia.

Enfim, agradeço a Deus, ao universo e às felizes coincidências do destino pela oportunidade de vivenciar todos os momentos de angústia e conquista. E espero poder vivenciar muitos mais.

RESUMO

Fraturas completas ou por delaminação são causas frequentes de insucesso entre coroas unitárias cerâmicas. O uso de materiais à base de resina composta, em contraponto à natureza frágil das cerâmicas, parece ser uma alternativa para coroas posteriores, uma vez que apresentam processo de fabricação e reparo simplificados. Este estudo avalia a resistência à fadiga de coroas unitárias monolíticas CAD/CAM de resina composta nanocerâmica e cerâmica reforçada por dissilicato de lítio, bem como os danos causados pela aplicação de carga cíclica. Vinte e seis coroas monolíticas (n=13) foram cimentadas sobre réplicas de resina composta de um molar preparado e submetidas à ciclagem mecânica durante 2 milhões de ciclos, sob carga máxima de 350N à frequência de 2 Hz. Não foram observadas fraturas catastróficas ou fratura coesiva das coroas, resultando em sobrevivência de 100% para os dois materiais avaliados. As coroas foram incluídas em resina epóxi e desgastadas progressivamente à procura de danos. Coroas em resina nanocerâmica apresentaram-se íntegras, com trincas do cone externo, trincas do cone interno e com trincas radiais. As coroas em dissilicato de lítio apresentaram trincas do cone externo e interno, algumas atingindo a superfície interna. Os danos receberam escores de acordo com a severidade. Os dados foram submetidos à análise estatística pelo teste de Mann-Whitney ($p = 0,462$), que não revelou diferenças estatísticas em relação aos danos observados. Concluímos que coroas monolíticas em dissilicato de lítio e resina nanocerâmica podem ser utilizadas na região posterior, pois apresentaram resistência à fadiga equivalente, sem diferença estatística entre os danos apresentados.

Palavras-chave: Cerâmicas. Coroas dentárias. Fadiga. Projeto auxiliado por computador. Polímeros.

ABSTRACT

Evaluation of the fatigue resistance and damage modes of lithium disilicate and resin nanoceramic

Bulk fractures or cohesive fractures are frequent complications for ceramic crowns. The use of resin- based materials, in contrast to the brittle nature of ceramics, seems to be an alternative to posterior crowns, since these materials present simplified manufacturing and repair techniques. This study evaluates the fatigue resistance of monolithic CAD / CAM crowns made of resin nanoceramic and lithium disilicate reinforced ceramic, as well as the damage modes caused by the application of cyclic loading. Twenty-six monolithic crowns ($n = 13$) were cemented to a composite resin replica of a prepared molar and subjected to cyclic load over 2 million cycles under maximum load of 350N, at a frequency of 2 Hz. The crowns presented no catastrophic failures or cohesive fractures, resulting in survival of 100% for both materials. The crowns were embedded in epoxy resin and gradually grinded for damage analysis. Nanoceramic resin crowns presented no damage, outer cone cracks, inner cone cracks and radial cracks. Lithium disilicate crowns showed outer and inner cone cracks, some of the latter reaching the inner surface. Specimens were scored according to the severity of damage. Data was subjected to Mann-Whitney test ($p = 0.462$), which revealed no statistical difference. We conclude that lithium disilicate and resin nanoceramic monolithic crowns can be used in the posterior area, since they presented comparable fatigue resistance, with no statistical difference between damage modes.

Keywords: Ceramics. Dental crowns. Fatigue. Computer aided design. Polymers.

Sumário

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	14
2.1 MICROESTRUTURA E PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS RESTAURADORES.....	14
2.1.1 Cerâmica reforçada por dissilicato de lítio.....	14
2.1.2 Resina composta nano cerâmica.....	17
2.2 DESEMPENHO CLÍNICO	19
2.3 INSUCESSO.....	21
2.4 DANOS DE FADIGA	23
2.5 DESEMPENHO SOB FADIGA	25
2.5.1 Coroas em resina composta nanocerâmica (RNC)	28
2.5.2 Coroas em cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (DL)	28
2.5.3 Resina nano cerâmica versus Cerâmica reforçada por dissilicato de lítio	30
3 PROPOSIÇÃO	32
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	34
4.1 Confeção das coroas	34
4.1.1 Coroas CAD/CAM em resina nanocerâmica- Grupo RNC	34
4.1.2 Coroas monolíticas em cerâmica reforçada por dissilicato de lítio- Grupo DL	34
4.2 Confeção dos espécimes	36
4.3 Confeção dos endentadores em dissilicato de lítio	38
4.4 Teste de resistência à fadiga	39
4.5 Análise dos danos	41
4.6 Análise estatística	42
5 RESULTADOS	44
6 DISCUSSÃO	54
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	64
8 REFERÊNCIAS	66

1 INTRODUÇÃO

Coroas protéticas são tratamentos odontológicos largamente utilizados para restaurar a forma e função de elementos dentários acometidos por cárie, fratura ou desgaste excessivo. As coroas protéticas podem ser confeccionadas em metal, cerâmicas ou resina composta. Geralmente, utiliza-se uma associação entre as diversas cerâmicas ou ligas metálicas, sendo o material mais resistente utilizado como infraestrutura e o mais estético como revestimento. Recentemente, devido ao desenvolvimento de materiais cerâmicos com propriedades mecânicas melhoradas e pela praticidade introduzida pelos sistemas CAD/CAM, existe uma tendência a se utilizar coroas de um único material, descritas na literatura como monolíticas. O uso de coroas monolíticas permite ao cirurgião-dentista obter estética e resistência com praticidade. Enquanto coroas de materiais associados, chamadas *bilayer*, demandam provas da infraestrutura e da cerâmica de revestimento realizadas em sessões clínicas separadas, a prova da adaptação da superfície interna, contatos proximais e oclusais, e avaliação dos requisitos estéticos das coroas monolíticas podem ser realizadas em uma única sessão. Além disso, materiais reforçados em camada única podem ser caracterizados com pintura extrínseca e apresentar desempenho estético satisfatório. Ao dispensar a cerâmica de revestimento, tais restaurações têm apresentado maior resistência aos esforços mastigatórios (Guess *et al.*, 2010; Schultheis *et al.*, 2013; Zhao *et al.*, 2014)

Atualmente, restaurações monolíticas podem ser confeccionadas em cerâmica injetada, através de pastilhas de cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio e leucita. Sistemas CAD-CAM permitem ainda a fabricação de restaurações monolíticas utilizando blocos de cerâmicas vítreas (feldspática, reforçadas por dissilicato de lítio e leucita), zircônias desenvolvidas para este fim (consideradas mais translúcidas), e resina composta nanocerâmica.

A indicação de cada material deve ser baseada em suas propriedades mecânicas, ópticas, custo e, principalmente, no desempenho clínico, avaliado por ensaios controlados. O desempenho clínico de coroas protéticas cerâmicas

é bastante promissor. As taxas de sobrevivência situam-se entre 90,7 e 96,6% em cinco anos, sendo as fraturas completas ou por delaminação causas frequentes de insucesso entre coroas unitárias cerâmicas (Sailer *et al.*, 2015). O uso de materiais à base de resina composta, em contraponto à natureza frável das cerâmicas, parece ser uma alternativa para coroas posteriores. Além da resiliência (Awada e Nathanson, 2015) e provável capacidade de absorver impacto (Gracis *et al.*, 1990), apresentam processo de fabricação, caracterização e reparo simplificados. Entretanto, existe pouca evidência acerca do desempenho de coroas em resina composta, bem como de coroas em resina nanocerâmica.

Considerando que ensaios clínicos aleatórios são extremamente dispendiosos e de difícil execução, estudos laboratoriais que avaliam o desempenho de coroas protéticas tem sido bastante utilizados (Clausen, Abou Tara e Kern, 2010; Guess *et al.*, 2010; Magne *et al.*, 2010; Bonfante *et al.*, 2012; Silva *et al.*, 2012; Schultheis *et al.*, 2013; Belli *et al.*, 2014; Carvalho *et al.*, 2014; Zhao *et al.*, 2014; Bonfante *et al.*, 2015; Magne *et al.*, 2015). Após a cimentação, coroas e restaurações odontológicas são submetidas a cargas mastigatórias repetitivas em um ambiente úmido, o que caracteriza um processo de fadiga associado à degradação dos materiais. Testes em laboratório podem ser bons preditores do comportamento clínico dos materiais restauradores, desde que simulem ao máximo as condições encontradas na cavidade oral (Anusavice, Kakar e Ferree, 2007; Rekow e Thompson, 2007; Rekow, Zhang e Thompson, 2007; Rekow *et al.*, 2011). Portanto, fraturas em próteses podem ser reproduzidas em laboratório, sob condições controladas, tornando possível avaliar isoladamente a influência de todas as variáveis que interferem no comportamento dos biomateriais testados e prever o comportamento destas restaurações em longo prazo.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 MICROESTRUTURA E PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS RESTAURADORES

2.1.1 Cerâmica reforçada por dissilicato de lítio

As cerâmicas predominantemente vítreas são conhecidas por suas excelentes propriedades ópticas, especialmente pela translucidez, que é de grande importância para mimetizar os aspectos estéticos do esmalte dentário. Entretanto, as cerâmicas vítreas, também chamadas feldspáticas, apresentam desempenho insatisfatório quando utilizadas como coroas totais na região posterior, com taxas de fraturas superiores às das coroas metalocerâmicas (Sailer *et al.*, 2015), consideradas o padrão ouro.

As propriedades mecânicas e ópticas das cerâmicas vítreas podem ser controladas pela adição de partículas à sua composição, criando uma classe de materiais compósitos classificados por Kelly e Benetti (2011) como vidros preenchidos por partículas (*particle filled glasses*). A adição de leucita à proporção de 35 a 45% em volume, por exemplo, trouxe propriedades mecânicas superiores às das cerâmicas feldspáticas (Quadro 1) preservando suas propriedades ópticas (Guess *et al.*, 2011). Por isso, essa classe de materiais é refere-se comumente como “cerâmicas reforçadas”.

A cerâmica reforçada por leucita tornou-se popular por ser processada pela técnica da cera perdida, por apresentar altas taxas de sobrevivência (Fradeani e Redemagni, 2002) e além de um excelente resultado estético, de modo que a cerâmica Empress[®], fabricada pela Ivoclar Vivadent[®], tornou-se sinônimo de restauração de cerâmica injetada.

A cerâmica reforçada por leucita passou a ser menos utilizada após a introdução da cerâmica reforçada por dissilicato de lítio, que apresenta propriedades significativamente melhores. A nova cerâmica passou a ser comercializada com o nome Empress 2[®] (Ivoclar Vivadent[®]) e herdou da sua

antecessora Empress[®] a prática técnica da cera perdida, já conhecida dos técnicos em prótese dentária, que permite uma produção rápida, de baixo custo e múltiplas aplicações. No entanto, apesar de compartilhar da mesma técnica de processamento e do excelente resultado estético, tratava-se de um produto de composição diferente, com menor conteúdo de vidro e, consequentemente, maior resistência à flexão e tenacidade à fratura (Guazzato *et al.*, 2004)(Quadro 1). Para evidenciar estas diferenças, a empresa (que deteve sua patente nos últimos 10 anos) passou a comercializar o produto sob o nome e.max[®] Press.

Quadro 1- Propriedades mecânicas das resinas compostas e cerâmicas odontológicas

	Módulo de elasticidade (GPa)	Resistência a flexão (MPa)	Tenacidade à fratura (MPa√m)	Resistência característica ⁵ (62,3%) (MPa)	Módulo Weibull (m) ⁵
Resinas compostas	8-15 ¹	90 – 139 ⁵	1-2 ¹	92-145	5,12 -23,58
Resina nano cerâmica	12 ²	123 ⁵	2 ²	126	17,57
Cerâmicas feldspáticas	45-70 ³	66 ⁵	0,7 ⁶ -1,1 ³	67-69	7,97-22,5
Reforçadas por leucita	65 ³ - 86 ⁴	85 ⁴	1,3 ³	-	-
Reforçadas por dissilicato de lítio	95 ³ -96 ⁴	259-288 ⁵	2,75(Press) 2,25 (CAD) ³	279-325	3,45(Press) 5,55(CAD)
Zircônia	210 ³	768 ⁵	5,5 -7 ³	816	7,11

¹ Ferracane, 2011.

² ESPE, 2011. LAVA Technical product profile.

³ Guess et al, 2011.

⁴ DellaBona et al. 2011.

⁵ Belli et al, 2014.

⁶ Borba et al, 2011

Neste material, os cristais de dissilicato de lítio constituem cerca de 70% do volume (Guess *et al.*, 2011), conferindo alta resistência sem, no entanto, prejudicar suas propriedades estéticas devido ao baixo índice de refração dos cristais formados. Composição e demais características são mostradas no Quadro 2. O dissilicato de lítio adicionado à cerâmica forma uma rede de cristais alongados e entrelaçados, com comprimento de 0.5 a 4µm (Bona,

Mecholsky e Anusavice, 2004), que constituem estruturas organizadas, resistentes e que dificultam a propagação de trincas através da matriz vítrea (Apel *et al.*, 2008). Além disso, devido às diferenças nos coeficientes de expansão térmica entre a matriz vítrea e os cristais, tensões de compressão se desenvolvem durante a formação destes últimos, contribuindo para a deflexão das trincas (Guess *et al.*, 2011). Tais mecanismos conferem a esta cerâmica valores de resistência à flexão e tenacidade à fratura maiores do que os alcançados pelas cerâmicas feldspáticas e reforçadas por leucita (Bona, Mecholsky e Anusavice, 2004; Apel *et al.*, 2008) (Quadro 1).

A cerâmica reforçada por dissilicato de lítio é indicada para coroas parciais (*inlays* e *onlays*), facetas e lâminas, coroas totais na região anterior e posterior, e para próteses parciais fixas de três elementos, desde que o pilar posterior seja o segundo pré-molar (Ivoclar-Vivadent, 2009). Pode também ser utilizada em próteses sobre implante, como pilares personalizados, coroas de corpo único parafusadas ou coroas cimentadas sobre pilares diversos. Disponível em várias cores e diferentes gradações de opacidade, as restaurações podem ser confeccionadas em estrutura monolítica e maquiadas, estrutura monolítica com aplicações na região incisal (*cutback*) ou infraestruturas com aplicação de cerâmica de revestimento (*bilayer*), garantindo resultados estéticos satisfatórios em diferentes situações clínicas .

Atualmente, a cerâmica reforçada por dissilicato de lítio também está disponível na forma de blocos parcialmente cristalizados para manufatura CAD/CAM (e.max[®]CAD, Ivoclar Vivadent[®]). Os blocos estão disponíveis em tamanho compatível ao de restaurações unitárias. A cristalização parcial, caracterizada pela coloração azul (*blue state*), permite fresagem fácil e rápida. Nessa fase são formados cristais de metasilicato de lítio, responsáveis por propriedades de processamento mais favoráveis, embora a cerâmica já apresente alta resistência (de 130 a 150 MPa) e seja capaz de garantir margens íntegras. Após a fresagem, as restaurações são cristalizadas a 840°C e os cristais de dissilicato de lítio crescem de maneira controlada, até atingir 70% do volume do material, o que confere a cor final e a desejada alta resistência, de cerca de 360MPa (Ivoclar-Vivadent, 2014).

O alto interesse comercial estimulou o surgimento de cerâmicas com composição bastante parecida à da cerâmica de dissilicato de lítio, como a cerâmica vítrea de silicato de lítio reforçada por zircônia VITA Suprinity® (Vita Zahnfabrik®) e cerâmicas experimentais. Atualmente, o comércio e fabricação deste material podem ser realizados por outras empresas, sendo, portanto, esta cerâmica encontrada sob outros nomes comerciais.

2.1.2 Resina composta nano cerâmica

A resina composta nanocerâmica foi desenvolvida para uso em sistemas CAD/CAM em modalidade *chairside*, ou seja, instalados no próprio consultório odontológico, operados pelo cirurgião-dentista e preconizando procedimentos em sessão única. Após a fresagem, as restaurações de resina composta nanocerâmica recebem um polimento com pasta diamantada e escovas de feltro. Assim como toda resina composta, dispensam procedimentos de cristalização ou *glaze*. Outra vantagem seria o fácil reparo e caracterização destas restaurações, realizados com resina composta nanocerâmica de uso direto pela técnica incremental, amplamente dominada pelos clínicos. Os blocos de resina nanocerâmica, conhecidos pelo nome comercial Lava® Ultimate (3M ESPE®), são constituídos por partículas de sílica de 20 nanômetros (nm), partículas de zircônio de 4 nm a 11 nm, e nanoaglomerados de partículas de sílica e zircônia incorporados em uma matriz altamente polimerizada via tratamento térmico adicional, apresentando aproximadamente 80% de carga cerâmica (3M ESPE, 2012). Composição e características são mostradas no Quadro 3.

O uso das nano partículas e nanoaglomerados confere melhor polimento e resistência ao desgaste (3M ESPE, 2012). Contribui, ainda, para a redução dos espaços intersticiais, aumentando a densidade de partículas, diminuindo a absorção de água e bloqueando a propagação de trincas (Ornaghi *et al.*, 2012). A polimerização térmica adicional reduz a quantidade de defeitos e porosidades que a mesma possa vir a apresentar, e parece conferir maior resistência à fadiga do que as resinas compostas de polimerização convencional (Shah, Ferracane e Kruzic, 2009).

No ano de 2015, este material foi classificado pela American Dental Association como uma cerâmica, partindo do pressuposto que a mesma possuía propriedades similares às das cerâmicas. Foi proposta então uma nova classificação para materiais restauradores cerâmicos e “semelhantes aos cerâmicos” (*ceramic-like*), considerando a resina nanocerâmica como uma cerâmica de matriz resinosa pelo fato de ser composta majoritariamente por materiais inorgânicos (Gracis *et al.*, 2015). Este estudo trata a resina nanocerâmica como um material compósito de matriz polimérica, considerando que, apesar de a matriz orgânica ser menos abundante, seria ela a constituinte mais susceptível à fadiga e degradação (Drummond *et al.*, 2009; Lohbauer, Belli e Ferracane, 2013). Além do mais, a resina composta nanocerâmica não apresenta propriedades mecânicas superiores às das resinas compostas convencionais (Quadro 1).

Inicialmente indicada para a confecção de coroas totais sobre dentes e implantes, coroas parciais e facetas (3M ESPE, 2012), sua indicação de uso foi recentemente alterada pelo fabricante. Durante a realização do experimento desta tese, o fabricante removeu, a 12 de junho de 2015, as coroas totais da lista de indicações de uso devido a casos de descimentação em curto prazo (3M ESPE, 2015). Entretanto, nosso grupo de pesquisa optou por continuar a executar os testes, uma vez que não existem estudos que tenham avaliado a resistência à fadiga de coroas unitárias, sobre preparos dentários, em resina nanocerâmica utilizando cargas clinicamente relevantes, nem tampouco caracterizando os danos presentes em espécimes não fraturados.

	% (peso) fase vítrea	Estrutura cristalina	Composição	Indicação
e.max CAD	30%	Cristais de dissilicato de lítio de 0.5 a 4 micrometros	57- 80% SiO ₂ 11-19% LiO ₂ 0-13% K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , ZnO, Al ₂ O ₃ , MgO e óxidos corantes	Inlays Onlays Facetas Coroas totais anteriores e posteriores Próteses fixas anteriores e posteriores, até primeiro pré-molar

Quadro 2- Composição e indicações da cerâmica reforçada por dissilicato de lítio

	Conteúdo de partículas	Características das partículas	Composição da matriz	Indicação
Lava Ultimate	80%	Partículas de sílica de 20nm, zircônia de 4-11nm, aglomerados de 0,6-10nm	Bis-GMA Bis-EMA UDMA TEGDMA	Inlays Onlays Facetas Coroas totais*

Quadro 3- Composição e indicações da resina nano cerâmica

*A indicação de uso foi modificada em Junho de 2015. Atualmente a resina nanocerâmica não é indicada para coroas totais

2.2 DESEMPENHO CLÍNICO

Apesar de largamente utilizadas na prática clínica, há poucos ensaios clínicos controlados aleatórios acerca do desempenho de coroas unitárias em geral. Para a cerâmica reforçada por dissilicato de lítio, estudos clínicos mostram resultados promissores. Em uma revisão sistemática recente, Sailer e colaboradores (Sailer *et al.*, 2015) agruparam as coroas de cerâmica reforçada por dissilicato de lítio e leucita e relataram uma taxa de sobrevivência média de 96,6% em cinco anos, superior às das coroas metalocerâmicas (95,7%). Inclusive, reforçaram que as coroas de cerâmica pura apresentam menos complicações biológicas, tais como cárie e perda de vitalidade pulpar, podendo, portanto, ser recomendadas como um tratamento alternativo tanto na região anterior quanto posterior. A complicação técnica mais frequente para as cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio e leucita é a fratura completa, também chamada de falha catastrófica, que ocorre a uma taxa média de 2,3% em cinco anos, seguida da fratura coesiva (delaminação), à taxa de 1,5%.

A revisão sistemática de Pieger, Salman e Bidra (2014), que se debruça exclusivamente sobre coroas e próteses fixas em dissilicato de lítio, apresentou informações mais detalhadas em relação aos estudos. Avaliadas separadamente das coroas em leucita, as coroas em dissilicato de lítio apresentaram taxas de sobrevivência excelentes: de 97,8% em cinco anos e

96,7% em dez anos. Segundo os autores, das 704 coroas unitárias incluídas na análise, apenas nove resultaram em falhas, sendo cinco fraturas completas e quatro fraturas coesivas; todas após o terceiro ano em função.

Aparentemente, um único estudo avalia o desempenho de coroas monolíticas e *bilayer* em dissilicato de lítio em comparação às metalocerâmicas: Esquivel-Upshaw e colegas (2013) instalaram 36 coroas em 31 pacientes e avaliaram diversos critérios clínicos. Não foram observadas diferenças entre as coroas durante o primeiro e segundo ano. Na avaliação do terceiro ano em função, as coroas apresentaram rugosidades na superfície oclusal, provavelmente causadas por dissolução e desgaste do *glaze*, evidenciadas por diferença estatisticamente significativa nos critérios de textura de superfície e desgaste entre coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas. Não ocorreram falhas ou fraturas.

Os poucos estudos clínicos disponíveis acerca de coroas totais em resina composta relatam índices de sobrevivência aceitáveis, entretanto acompanhados de desgaste acentuado. Rammelsberg e colaboradores (2005) avaliaram 100 coroas de polímero (Artglass® Heraeus Kulzer®) por pelo menos três anos. Ocorreram 10 complicações, sendo três fraturas totais, três fraturas parciais, três descimentações e uma coroa com desgaste oclusal severo. Quatro coroas foram substituídas, resultando em taxa de sobrevivência cumulativa de 96% após três anos.

Vanoorbeek e colegas (2009) avaliaram o desempenho de coroas CAD/CAM em resina composta e alumina (ambas do sistema GN-1®, GC®) durante três anos. As taxas cumulativas de sobrevivência foram 87,8% e 97,2%, respectivamente. As coroas de resina foram instaladas somente durante o primeiro ano devido a frequentes complicações. Logo, revelaram desempenho estatisticamente inferior, apresentando perda de volume total e desgaste oclusal após a avaliação de seis meses. Das 138 restaurações avaliadas ao final, quatro coroas de resina e três de cerâmica fraturaram. Uma coroa de resina foi substituída devido a desgaste oclusal excessivo e outra por severa alteração de cor. Diversas coroas em resina se soltaram durante o estudo e foram recimentadas. Três coroas de resina lascaram e foram polidas.

Jongma, Keverlaan e Feilzer (2012) realizaram um estudo prospectivo sobre o desempenho de coroas totais e parciais em resina composta (NECO[®], Heraeus Kulzer[®]) e encontraram taxas de sobrevivência de 91,6% após três anos. Todas as complicações ocorreram em coroas totais, entretanto parecem pouco relacionadas ao desempenho do material: foram relatadas apenas uma fratura da coroa, uma fratura radicular, diversas fraturas de núcleo e casos de perda de vitalidade pulpar.

Ohlmann e colaboradores (2014) relatam desempenho clínico equivalente para coroas de polímero (Trend HP[®], Ivoclar Vivadent[®]) e coroas metalocerâmica, embora o número de fraturas catastróficas tenha sido maior para o material polimérico. Fraturas irreparáveis (completas ou por delaminação) foram as complicações mais frequentes.

2.3 INSUCESSO

A necessidade de substituição de uma coroa ou prótese é considerada insucesso. Confeccionar uma coroa total é um procedimento de custo relativamente alto, que tradicionalmente demanda diversas sessões clínicas e provavelmente desgastes adicionais na estrutura dentária. Evidências clínicas demonstram que a fratura é um dos principais fatores que levam ao insucesso do tratamento (Rammelsberg *et al.*, 2005; Vanoorbeek *et al.*, 2009; Jongsma, Keverlaan e Feilzer, 2012; Ohlmann *et al.*, 2014; Sailer *et al.*, 2015).

As fraturas ocorrem quando as tensões impostas a um determinado material são superiores às forças de coesão existentes entre os átomos que o compõem (Callister, 2000), ou seja, quando é submetido a tensões superiores ao seu limite de resistência à fratura. Os valores de resistência à fratura das resinas compostas e cerâmicas odontológicas indicadas para a região posterior situam-se entre 160 e 1300 MPa (Quadro 1). Considerando as áreas de contato em dentes posteriores, mesmo sob uma carga extrema de, por exemplo, 3.500N, as pressões de contato durante a máxima intercuspidação habitual alcançariam 55 MPa em mulheres e 67 Mpa em homens (Kelly, 1999). Diante destas tensões tão baixas, como coroas posteriores fraturam em função?

Primeiramente, é preciso compreender que a resistência à fratura de um material pode ser diminuída pela presença de defeitos ou trincas, muitas vezes imperceptíveis, que atuam como fatores de concentração de tensões. As falhas em cerâmicas são frequentemente associadas a defeitos (Zhang, Sailer e Lawn, 2013), sejam eles defeitos estruturais atômicos inerentes à natureza dos materiais cerâmicos, ou oriundos do processamento, como bolhas e áreas pouco compactadas. Em resinas compostas a técnica incremental favorece a compactação insuficiente do material e a presença de bolhas, resultando em resistência à fratura diminuída (Harada *et al.*, 2015). Blocos pré-fabricados para CAD/CAM contribuíram para uma menor concentração de defeitos, mas estes ainda podem ser introduzidos durante a manipulação, em virtude de ajustes com instrumentos rotatórios, ou também da atividade mastigatória (Rekow e Thompson, 2007; Zhang, Sailer e Lawn, 2013).

Além disso, é preciso considerar que, na cavidade oral, as restaurações são submetidas a cargas baixas e que ocorrem de forma repetida, caracterizando um processo de fadiga. Sob condições de fadiga é possível que um material falhe mesmo em um nível de tensão inferior ao limite de resistência à tração (Callister, 2000). Durante os ciclos mastigatórios o contato oclusal e o desgaste nesta região produzem micro trincas e danos micro plásticos, que podem atuar como precursores de trincas oclusais nas restaurações cerâmicas (Peterson *et al.*, 1998; Zhang, Sailer e Lawn, 2013). Uma vez iniciada, a trinca passa a crescer a cada aplicação de carga, fenômeno conhecido por “crescimento subcrítico de trincas”. Nas resinas compostas, defeitos tendem a se formar na interface matriz partículas. A partir destes defeitos, trincas avançam através da matriz polimérica em um processo chamado “crescimento descontínuo de trincas”, e coalescendo posteriormente e transformando-se em trincas maiores (Baran, Boberick e McCool, 2001). As trincas crescem até atingirem um tamanho crítico e as partes se separam rapidamente, geralmente de maneira catastrófica.

Em cerâmicas, a propagação de trincas é assistida pelo bombeamento de saliva ou água dentro desta trinca e pelo fenômeno corrosão sob tensão (Zhang, Bhowmick e Lawn, 2005). A corrosão sob tensão resulta da ação combinada de uma tensão de tração aplicada e de um ambiente

corrosivo, no caso a saliva, que favorece a separação de moléculas e dissolução do material, formando pequenas trincas (Callister, 2000). Sob cargas cíclicas em ambiente úmido, a propagação de trincas pode acontecer em níveis de tensão até menores que 50% da resistência inicial do material (Marocho *et al.*, 2010)

Materiais resinosos também sofrem um processo de fadiga associado a uma degradação da matriz polimérica. A degradação de polímeros é um processo físico-químico, pois tais materiais são suscetíveis ao inchamento e dissolução. Quando expostas ao ambiente oral as resinas absorvem água, que se difunde para o interior e se posiciona entre as moléculas de polímero, o que força a separação entre elas. Este fenômeno é conhecido como inchamento. Este aumento no espaço entre as cadeias poliméricas resulta em uma redução das forças de ligação intermolecular. Como consequência o material se torna mais mole e dúctil. O inchamento pode ser considerado uma dissolução parcial. A dissolução só ocorre quando o material é completamente solúvel, e pode ser considerada uma continuação do processo de inchamento (Callister, 2000).

Portanto, as falhas que ocorrem no ambiente oral envolvem a degradação da resistência por aplicação constante de cargas baixas e a participação ativa da água, tanto para materiais cerâmicos quanto resinosos.

2.4 DANOS DE FADIGA

O contato repetitivo da cúspide antagonista com a superfície de uma restauração cerâmica, que ocorre durante a mastigação, pode ser simulado aplicando-se cargas compressivas utilizando-se uma esfera de material duro (Peterson *et al.*, 1998). Nessa situação, são observados os chamados danos de contato Hertziano, que se caracteriza pela formação de trincas em formato de cone originadas ao redor da superfície de contato. Em um primeiro momento, surgem trincas na região adjacente à área de contato circular, apresentando um ângulo bastante agudo em relação à superfície, geralmente $22 \pm 5^\circ$ (Zhang, Bhowmick e Lawn, 2005; Kim, B. *et al.*, 2007; Kim, J. W. *et al.*, 2007) Estas são chamadas trincas do cone externo (*outer cone cracks*) e

podem ocorrer em um único ciclo sob altas cargas (Zhang, Sailer e Lawn, 2013). Posteriormente, surgem trincas internas ao cone formado, direcionadas para baixo, formando um ângulo mais aberto ($55\pm 5^\circ$). Estas são chamadas trincas do cone interno (*inner cone cracks*), e aparecem somente após ciclagem prolongada, desencadeadas pelo bombeamento de água em micro trincas superficiais (Bhowmick *et al.*, 2007; Kim, J. W. *et al.*, 2007; Rekow e Thompson, 2007). Entretanto, após o seu aparecimento, propagam-se de maneira rápida e acabam sendo as responsáveis pela falha, que geralmente ocorre por delaminação. No caso do contato da esfera endentadora não ser uniaxial, mas sim deslizante, um componente tangencial modifica a área de tração e são desenvolvidos cones parciais e assimétricos sob a área de deslizamento da mesma (Kim, J. W. *et al.*, 2007)(Fig. 2.1). Após vários ciclos de carregamento, as trincas do cone podem penetrar por toda a espessura do material cerâmico e atingir a infraestrutura ou a superfície de interna da restauração, levando à fratura coesiva ou delaminação (Zhang, Sailer e Lawn, 2013).

Figura 2.1- Diagrama esquemático mostrando danos de contato observados em espécimes cerâmicos planos: trincas do cone externo (CE), trincas do cone interno (CI) e trincas radiais (R).

Quando as tensões são mantidas baixas o suficiente para evitar a formação do cone, trincas se desenvolvem abaixo da área de contato, na interface entre a superfície de cimentação e o substrato que a sustenta, se propagando em direção à superfície que está sendo carregada (Kelly, 1999). Estas são as chamadas trincas radiais, que se desenvolvem quando os valores de tensões de tração na superfície se aproximam da resistência à flexão do material (Rekow e Thompson, 2007). Tais trincas são frequentemente observadas em estruturas monolíticas e decorrentes de tensões de flexão. Quando observadas por uma vista superior, apresentam um aspecto estrelado. As trincas radiais podem se propagar por toda espessura do material, atingir as paredes laterais ou penetrar no substrato sobre o qual o material cerâmico está cimentado (Zhang, Sailer e Lawn, 2013). São apontadas como as prováveis responsáveis pelas falhas catastróficas (fratura completa) em coroas monolíticas (Kelly, 1999; Zhang, Sailer e Lawn, 2013).

A falha por fadiga é sempre de natureza frágil, mesmo em materiais dúcteis (Callister, 2000). Dessa forma, as resinas compostas também exibem comportamento frágil, com características de crescimento subcrítico de trincas (Montes e Draughn, 1987; Ornaghi *et al.*, 2012). Quando fraturadas, as coroas apresentam marcas características de fraturas similares aos materiais cerâmicos, como *hackles* e *wake hackles*; e fraturas coesivas originadas na área de endentação, características de trincas do cone (Bonfante *et al.*, 2012).

2.5 DESEMPENHO SOB FADIGA

A degradação da resistência após fadiga cíclica é esperada para todos os materiais restauradores, sejam eles cerâmicos ou resinosos (Belli *et al.*, 2014). Nas cerâmicas, a severidade desta degradação é determinada por sua microestrutura e composição, mais precisamente com a quantidade de vidro, mais suscetível à corrosão sob tensão (Borba *et al.*, 2011). A cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio apresenta resistência à flexão e resistência

característica intermediária, inferior à das aluminas e zircônias (Belli *et al.*, 2014). Entretanto, suas características microestruturais conferem menor susceptibilidade ao crescimento de trincas e à fadiga, e menor degradação da resistência ao longo do tempo em comparação às demais cerâmicas (Apel *et al.*, 2008; Gonzaga *et al.*, 2011; Belli *et al.*, 2014). As trincas se propagam majoritariamente na fase vítrea (Apel *et al.*, 2008). Na cerâmica reforçada por dissilicato de lítio, a fase vítrea se restringe a apenas 30 a 40% do volume. Os cristais atuam na deflexão de trincas e estão presentes em quantidade e tamanho suficientes para aumentar a tenacidade à fratura (Bona, Mecholsky e Anusavice, 2004).

O desempenho das resinas compostas quando submetidas à fadiga também é determinado por sua composição e microestrutura (Lohbauer, Belli e Ferracane, 2013). A degradação da resistência é influenciada pela quantidade e tamanho de partículas, assim como pela polimerização adicional (Ornaghi *et al.*, 2012). Resinas compostas com alto conteúdo de carga têm melhor capacidade de resistir à fadiga quando comparadas àquelas que apresentam maior quantidade de matriz resinosa (Drummond *et al.*, 2009). Aquelas com partículas menores apresentam maior resistência à fadiga. Entretanto, as resinas nanoparticuladas parecem apresentar desempenho inferior ao das microhíbridas quando submetidas à testes de fadiga (Shah, Ferracane e Kruzic, 2009). Isso pode estar relacionado à ampla área de superfície obtida com partículas em escala nanométrica, o que resulta em maior área de interface matriz-partículas. A interface matriz-partículas, juntamente com a matriz polimérica, desempenha um papel predominante na degradação da resistência e tenacidade (Lohbauer, Belli e Ferracane, 2013), uma vez que esta matriz é considerada o componente suscetível à absorção de água e degradação, sendo conseqüentemente mais suscetível à fadiga. Embora o alto conteúdo de partículas venha a diminuir a degradação da resistência, as trincas se propagam ao redor das partículas ou dos nano aglomerados (Drummond *et al.*, 2009). Isso sugere que embora os componentes inorgânicos possam contribuir com a deflexão de trincas, a matriz resinosa e a interface é que acabam fraturando e dissipando as tensões impostas ao material. Melhor comportamento em testes de fadiga parece ser alcançado por resinas

compostas com alto conteúdo de carga, partículas microhíbridas e polimerização térmica adicional (Drummond *et al.*, 2009; Shah, Ferracane e Kruzic, 2009, Ornaghi *et al.*, 2009).

A absorção de água influencia na degradação da resistência de maneiras antagônicas: em curto prazo parece retardar a propagação de trincas; em longo prazo pode acelerar. Segundo Takeshige e sua equipe (Takeshige *et al.*, 2007), assim que a matriz absorve água ocorre uma plastificação da matriz, resultando em: 1) arredondamento da ponta da trinca (o que diminui a tensão); 2) liberação de tensões de tração internas acumuladas durante a polimerização; 3) geração de tensões de compressão residuais na ponta da trinca. Entretanto, em longo prazo a absorção de água pela matriz e hidrólise da interface matriz -partículas levam à deterioração da resistência. Os autores sugerem que a interação entre estes mecanismos antagônicos pode ocorrer simultaneamente e devem ser investigados.

Ao avaliar a degradação da resistência após fadiga para diversos materiais restauradores cerâmicos e resinosos, Belli e colaboradores (2014) verificaram maior degradação da resistência para as resinas compostas e menor degradação para as cerâmicas de dissilicato de lítio. A resistência à fadiga em flexão foi determinada para 10 mil ciclos a 0,5 Hz, através do método *staircase*. As cerâmicas de dissilicato de lítio (DL) apresentaram valores de resistência inicial e final inferiores aos da zircônia e superiores aos demais materiais. Os valores de resistência à flexão colocaram a resina nanocerâmica (RNC) (Lava Ultimate®) em posição intermediária entre as resinas compostas avaliadas. As cerâmicas feldspáticas apresentaram os menores valores. O dissilicato de lítio para injeção (e.max® Press) apresentou menor redução na resistência, de 29,6%; o DL para fresagem (e.max® CAD) 53,4% e a RNC 48,2%. A zircônia apresentou os maiores valores de resistência característica (valores de tensão sob os quais se espera que 62,3% dos espécimes tenham falhado), seguida pelo DL para injeção, DL para fresagem, resinas de alto conteúdo de carga (entre elas a RNC), resinas com baixo conteúdo de carga e cerâmicas ricas em vidro.

2.5.1 Coroas em resina composta nanocerâmica (RNC)

Coroas sobre implantes em RNC submetidas à fadiga apresentaram resultados promissores *in vitro*. Bonfante e colaboradores (2015) avaliaram a confiabilidade de coroas em RNC e metalocerâmicas, através de um ensaio de fadiga acelerado em presença de água, no qual se aplicava carga deslizante de 200 a 1150N na cúspide mesiolingual, a uma frequência de 2 Hz. Nenhum dos espécimes fraturou durante o teste. A resistência característica (carga sob a qual se espera que 62,3% dos espécimes tenham falhado) de ambos os materiais foi equivalente (1038N para RNC e 945N para MC). As probabilidades de sobrevivência para 50 mil e 100 mil ciclos a 200N foram compatíveis, sendo (99% para a RNC e 100% para as coroas metalocerâmicas). A análise estatística utilizada no estudo permite calcular o módulo Weibull e o parâmetro beta. O módulo Weibull demonstra a dispersão das cargas de fratura e, conseqüentemente, dos defeitos do material. A RNC apresentou alto módulo Weibull, sugerindo que os defeitos estavam distribuídos de maneira uniforme neste material, e levaram a falhas em um intervalo de carga menor. Valores de beta maiores que 1 indicam que a falha está relacionada a danos cumulativos. Ambos os materiais apresentaram beta menor que 1 (0.11 metalocerâmica e 0.49 RNC), sugerindo que as altas cargas são responsáveis pela falha e não o acúmulo de danos resultante do teste de fadiga.

2.5.2 Coroas em cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (DL)

Estudos laboratoriais mostram que coroas de DL mostraram-se bastante resistentes à fadiga, apresentando confiabilidade (probabilidade de sobrevivência) superior à das zircônias com revestimento cerâmico e pelo menos comparável à das metalocerâmicas, mesmo quando confeccionados com espessura reduzida.

Ainda durante sua fase experimental, coroas em DL apresentaram desempenho superior à cerâmica reforçada por leucita. No estudo de Heintze e

colaboradores (2008), ambas foram submetidas a diferentes protocolos de fadiga, utilizando cargas máximas de 100N por 400 mil ciclos a 1 Hz. Enquanto os 6,25% dos espécimes em cerâmica reforçada por leucita apresentaram fratura e 2,1% apresentaram trincas, os espécimes em DL mantiveram-se íntegros.

Clausen, Abou Tara e Kern (2010) avaliaram a influência do preparo e do material na resistência à fratura após fadiga de coroas parciais não retentivas reforçadas por DL e leucita. Os espécimes foram termociclados durante o experimento e ciclados por 600mil ciclos a 1,2Hz, com carga máxima de 150N. Todos os espécimes sobreviveram e foram submetidos a teste de fratura rápida. As coroas de DL apresentaram resistência significativamente maior do que as de leucita, independentemente do tipo e localização do término (esmalte ou dentina).

O estudo de Guess e colaboradores (2010) mostrou que as coroas em DL não sofrem influência da fadiga como as de zircônia revestida (*bilayer*). Submetidas a um ensaio de fadiga acelerado em água, com cargas deslizantes de 50 a 200N, as coroas de zircônia apresentaram confiabilidade de cerca de 1% para um desafio de 50 mil ciclos a 200N e falhas influenciadas pelo acúmulo de danos ($\beta = 7$). As coroas de DL não sobreviveram a toda ciclagem sob o protocolo *stepstress*, apresentando apenas danos superficiais. Os espécimes foram submetidos ao protocolo *staircase* e falharam acima de 1100N, apresentando fratura completa.

Coroas *bilayer* têm se mostrado mais frágeis que as monolíticas. No estudo de Zhao e colegas (2014), coroas monolíticas e *bilayer* em DL foram submetidas a teste de resistência à fratura antes e após ciclagem mecânica com carga deslizante 98N por 1,2 milhão de ciclos a 2 Hz. Todas as coroas sobreviveram ao teste de fadiga. As coroas *bilayer* falharam com cargas menores, independente de terem sido submetidas ao teste de fadiga ou não.

Silva e colaboradores (2012) verificaram que a probabilidade de sobrevivência não é alterada quando as coroas são confeccionadas em menor espessura. A confiabilidade de coroas de 1 e 2mm, submetidas a ensaio de fadiga acelerado em presença de água, com carga deslizante aplicada da cúspide distovestibular a 2 Hz é equivalente. As fraturas estão associadas a altas cargas e não a danos cumulativos de fadiga. Coroas que não fraturaram

foram suspensas da análise estatística e seccionadas para a avaliação de danos. As coroas seccionadas apresentaram trincas do cone externo, cone interno e trincas radiais.

Dhima e colaboradores (2014) submeteram coroas de dissilicato de lítio submersas em água à ciclagem mecânica até a falha sob carga de 380 a 390N, contando os ciclos até a falha (trincas ou fraturas). As coroas de 2 mm falharam em média após 14 mil ciclos, número 17 vezes maior do que as coroas de 1mm e 1,5 vezes maior do que e as coroas de 1,5mm de espessura.

2.5.3 Resina nano cerâmica *versus* Cerâmica reforçada por dissilicato de lítio

Poucos estudos realizaram a comparação direta da resistência à fadiga de restaurações em resina composta e cerâmica. Considerando valores de degradação da resistência em porcentagem, espera-se que cerâmicas sejam menos suscetíveis à fadiga do que os materiais resinosos (Belli *et al.*, 2014). Entretanto, em espécimes que simulam a situação clínica os resultados são bastante divergentes.

O estudo de Magne e colaboradores (2010) confrontou o desempenho sob fadiga de facetas oclusais cerâmicas e resinosas com 1,2 a 1,8 mm de espessura . Os autores submeteram facetas confeccionadas em cerâmica de DL para injeção e CAD/CAM e resina composta CAD/CAM (Paradigm MZ100®, 3M ESPE®) à carga crescente de 400 a 1400N por até 185 mil ciclos a 5 Hz. Não houve falhas catastróficas, assim, os autores consideraram falhas as trincas maiores do que 2 mm de extensão. Todas as facetas em dissilicato de lítio CAD/CAM falharam. 30% das facetas em DL para injeção e 100% das facetas em RC sobreviveram.

Seguindo o mesmo desenho experimental, porém mantendo a ciclagem até a fratura completa, Schiliching e colaboradores (2011) também avaliaram a resistência à fadiga de facetas oclusais ultrafinas, de 0,6 mm, confeccionadas em resinas compostas CAD/CAM (Paradigm MZ100®, 3M ESPE® e blocos experimentais) e cerâmicas CAD/CAM reforçadas por dissilicato de lítio e

leucita (e.max[®] CAD e Empress[®] CAD, Ivoclar Vivadent[®]). As resinas compostas apresentaram sobrevivência de 60% e 100% (MZ100[®] e XR[®], respectivamente), resultados superiores aos materiais cerâmicos. Todos os espécimes falharam às cargas médias de 500N (leucita) e 800N (dissilicato de lítio).

Carvalho e colaboradores (2014) avaliaram a resistência à fadiga, carga de fratura e modos de fratura de coroas em cerâmica feldspática, DL e RNC. Foram aplicadas cargas cíclicas de 200N a 1400N por no máximo 185 mil ciclos, à frequência de 10 Hz; simultaneamente nas cúspides mesiovestibular, distovestibular e palatina de molares submersos em água. Os espécimes em cerâmica feldspática falharam no estágio de 1000N. As coroas de DL e RNC apresentaram taxas de sobrevivência de 93,3% e 80%, respectivamente; as coroas sobreviventes não apresentaram sinais de fraturas ou trincas.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo avalia a resistência à fadiga de coroas monolíticas de cerâmica reforçada por dissilicato de lítio e resina composta nano cerâmica um teste de ciclagem dinâmica com 2 milhões de ciclos, sob cargas variando entre 0 e 350N à frequência de 2 Hz. O estudo também objetiva comparar os danos produzidos pelo teste de fadiga.

As seguintes hipóteses nulas foram testadas:

1. Não existe influência do material restaurador na resistência á fadiga em coroas monolíticas
2. Não existe influência do material restaurador nos danos produzidos pelo teste de fadiga

4 MATERIAL E MÉTODOS

O primeiro molar inferior esquerdo (46) de um manequim odontológico foi preparado para receber uma coroa total (Fig. 4.1). As paredes vestibular, lingual e proximais foram reduzidas em 1.5mm e a superfície oclusal em 2 mm.

Os arcos superior e inferior do manequim foram replicados em gesso (Fig.4.2), montados em um articulador semi-ajustável e escaneados (InEos Blue® – Sirona® Dental) para a confecção das coroas por um sistema CAD-CAM (Cerec InLab®)(Fig.4.3).

4.1 Confecção das coroas

4.1.1 Coroas CAD/CAM em resina nanocerâmica- Grupo RNC

A partir do modelo digital obtido, uma coroa protética monolítica foi projetada com espessura oclusal mínima de 2 mm utilizando-se o programa Cerec InLab® (Fig.4.4). Treze coroas com anatomia idêntica foram usinadas (InLab®MC XL) a partir de blocos de resina nanocerâmica (Lava® Ultimate Restorative, 3M ESPE®) e polidas de acordo com as recomendações do fabricante (Fig. 4.5).

4.1.2 Coroas monolíticas em cerâmica reforçada por dissilicato de lítio- Grupo DL

A partir do modelo digital obtido, foram projetadas coroas protéticas utilizando-se como referência a anatomia externa de uma coroa do grupo RN, através da ferramenta Biocopy no programa Cerec InLab®. Assim, as coroas também apresentaram espessura oclusal mínima de 2 mm. Foram usinadas (InLab®MC XL) treze coroas idênticas a partir de blocos de cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (e.max® CAD, Ivoclar Vivadent®) e cristalizadas de acordo com as recomendações do fabricante (Fig. 4.5).

Fig.4.1- Molar inferior esquerdo preparado

Fig.4.2 – Modelo em gesso do molar inferior preparado

Fig. 4.3 – Modelo virtual

Fig. 4.4 – Coroa projetada no programa Cerec inLab

Fig. 4.5 – Coroas em resina nanocerâmica e cerâmica reforçada por dissilicato de lítio

4.2 Confecção dos espécimes

O molar inferior acrílico preparado foi incluído em uma base de resina acrílica padronizada para o ensaio de fadiga com o auxílio de um delineador, de modo que a face oclusal estivesse perpendicular à base; e que as margens

cervicais vestibulares, linguais e proximais estivessem 2 mm acima da superfície da resina acrílica (Fig.4.6). Foram replicados vinte e seis molares em resina composta (Z100[®], 3M ESPE[®]) a partir de uma moldagem em silicone de adição. A resina composta foi utilizada por apresentar módulo de elasticidade de 18GPa (Kim, B. *et al.*, 2007) compatível ao da dentina (16GPa)(Guess *et al.*, 2011), simulando o substrato encontrado clinicamente. As réplicas foram incluídas em uma base de resina acrílica autopolimerizável com o auxílio de uma matriz (Fig. 4.7), e permaneceram armazenados em água destilada a 37°C por 30 dias a fim de eliminar efeitos de expansão por absorção de água.

Fig. 4.6- Molar inferior esquerdo preparado incluído em base de resina acrílica

Fig.4.7- Réplicas em resina composta incluídas em base de resina acrílica

Fig. 4.8- Matriz de aço inoxidável composta. Fig. 4.9 - Padrão em cera, padrão em cera preparado para injeção, hemisfera em dissilicato de lítio, parafuso em aço inoxidável, hemisfera unida ao parafuso, constituindo o endentador.

As coroas de cada grupo foram cimentadas sobre os molares de resina composta utilizando o cimento resinoso RelyX Ultimate® (3M ESPE®) de acordo com as recomendações do fabricante, e mantidas em posição com um dispositivo de carga 2 Kg enquanto realizava-se a fotopolimerização por 30 segundos em cada face (Fig. 4.7). As coroas cimentadas sobre os modelos, agora denominadas espécimes, foram incubadas em água destilada a 37° C durante sete dias antes de serem submetidas ao teste mecânico.

4.3 Confeção dos endentadores em dissilicato de lítio

Foram confeccionados 20 hemisferas em dissilicato de lítio por meio de uma matriz de aço inoxidável (Fig. 4.8). A matriz apresentava duas partes, sendo uma esférica, com raio de 3,18mm; e outra sextavada, com dimensões compatíveis à de um parafuso em aço inoxidável que poderia ser adaptado à máquina de ciclagem termomecânica.

Com o auxílio desta matriz, foram confeccionados padrões em cera odontológica para fundição. Tais padrões foram injetados em dissilicato de lítio (e.max® Press), polidos e receberam *glaze* conforme as recomendações do fabricante. Posteriormente, as hemisferas foram unidas ao parafuso por meio de um adesivo à base de resina epóxi (Araldite Profissional®, Brascola®) (Fig. 4.9).

Foram utilizados os endentadores em cerâmica reforçada por dissilicato de lítio porque este material apresenta módulo de elasticidade ($E=95$ GPa) e padrões de desgaste compatíveis aos do esmalte dentário ($E= 94$ GPa) (Guess et al., 2011)

4.4 Teste de resistência à fadiga

Os espécimes foram submetidos a um teste de resistência à fadiga em uma máquina de ciclagem termomecânica (Biocycle[®], Biopdi[®]) (Fig. 4.10) sob carga dinâmica de 0-350N a uma frequência de 2 Hz, durante 2 milhões de ciclos.

Os espécimes permaneceram submersos em água a 37°C enquanto recebiam carga entre as vertentes das cúspides vestibulares e linguais, através de uma hemisfera de dissilicato de lítio de 3,18mm de raio (Fig 4.11). A esfera contactava as coroas preferencialmente em três pontos, ou em um único ponto na cúspide mesiolingual. (Fig 4.12) Os espécimes foram inspecionados após os primeiros 250 mil ciclos, aos 500 mil ciclos, 1 milhão, 1,5 milhões e 2 milhões de ciclos. Com o auxílio de um estereomicroscópio (Leica MZ6) e uma fonte de fibra ótica sob o controle do operador, os mesmos foram inspecionados à procura de danos. Foram consideradas falhas as fraturas coesivas da cerâmica (com ou sem exposição do preparo dental) e fratura completa da restauração (falha catastrófica).

Fig. 4.10- Máquina de ciclagem termomecânica

Fig. 4.11 – Espécime sendo carregado, submerso em água a 37°C.

Fig. 4.12 - Detalhe da área de contato do endentador com espécime

4.5 Análise dos danos

Fig. 4.12 – (A) Espécime pronto para ser incluído em resina epóxi. A área de contato com o endentador foi coberta com barreira gengival fotopolimerizável na cor azul, para facilitar a identificação durante o polimento sequencial. (B) Coroa sendo separada da base. (C) Corte do espécime próximo à face mesial. (D) Espécime lixado à procura de danos. Observe o posto azul sinalizando a área de contato com o endentador.

Espécimes que não sofreram fratura da cerâmica ou falha catastrófica durante o teste de resistência à fadiga foram incluídos em resina epóxi, seccionados, sequencialmente lixados e polidos para serem analisados com o objetivo de classificar o tipo de dano causado pela de ciclagem mecânica (trincas do cone externo, cone interno ou trincas radiais).

Após a inclusão em resina epóxi, os espécimes foram separados das bases de resina acrílica por meio de um disco diamantado (Extac Corp[®]) acoplado a uma máquina de corte (Isomet[®] 1000 Precision Saw, Buehler[®])(Fig 4.12). Os espécimes foram lixados em uma politriz (Erios[®]) com a lixa n°280 e inspecionados à procura de danos com o auxílio do estereomicroscópio.

Quando os danos foram encontrados, os espécimes foram sequencialmente polidos (lixa n° 360, 400, 600, 1200, 2500) e fotografados.

Trincas que se originaram próximas ao ponto de aplicação de carga e propagaram em direção superficial foram classificadas como trincas do cone externo. As trincas que se originaram próximo ao local de aplicação da carga e propagaram-se em direção ao substrato (dente preparado) foram consideradas trincas do cone interno. Trincas que se originaram na interface cimento-restauração e se propagaram paralelamente ao longo eixo da coroa foram consideradas trincas radiais (Kim, J. W. *et al.*, 2007). Quando apresentavam mais de um tipo de trincas, foram considerados os danos com maior potencial de causar danos severos ou fratura catastrófica da coroa, conforme Tabela 1.

4.6 Análise estatística

Os espécimes sobreviventes foram classificados em relação aos danos e receberam escores variando de 0 a 5, de modo que 0 (zero) representava a ausência de danos e 5 o dano mais severo, no caso a fratura catastrófica da coroa (Tabela 4.1). Os dados foram submetidos ao teste de Mann-Whitney, considerando $p < 0,05$.

Tabela 4.1- Relacionamento do tipo de dano com o escore atribuído

Dano	Escore
Sem dano	0
Cone externo	1
Cone interno	2
Cone interno atingindo a superfície interna	3
Trinca radial	4
Fratura coesiva da cerâmica	5
Fratura catastrófica	6

5 RESULTADOS

O teste de resistência à fadiga não revelou fraturas da cerâmica (escore 5) ou falhas catastróficas (6), resultando em taxa de sobrevivência de 100%.

Os espécimes do grupo RNC apresentaram facetas de desgaste de diferentes tamanhos. As coroas não apresentaram trincas ou micro trincas detectáveis (Fig 5.1A, 5.2A, 5.3A, 5.4A). Após a inclusão em resina epóxi e desgaste progressivo dos espécimes, observou-se trincas do cone externo (1) (Fig. 5.2B), cone interno (2) (5.3B), trincas radiais (4) (5.4B e 5.5) e espécimes íntegros (5.1B), sem qualquer dano visível (0).

Os espécimes do grupo DL apresentaram facetas de desgaste e micro trincas ao redor da área de endentação (Fig. 5.6A). Cinco espécimes apresentaram trincas visíveis na superfície oclusal, detectadas após 1 milhão de ciclos (Fig. 5.10A e B e 5.11A e B). Após a inclusão em resina epóxi e desgaste progressivo dos espécimes, as coroas do grupo DL apresentaram danos do tipo cone externo (1) (5.7B e 5.8B), cone interno (2) (5.6B, 5.8B e 5.9B) e cone interno atingindo a superfície interna da coroa (3) (5.10C e D, 5.11C e D).

Figura 5.1- Espécime de RNC após 2 milhões de ciclos.(A) Vista oclusal, aumento de 0.8x (B) Secção transversal, observa-se ausência de danos. Aumento de 1,25x.

Figura 5.2- Espécime de RNC (A) Vista oclusal, aumento de 0.8x. observa-se faceta de desgaste ampla e (B) Secção transversal, aumento de 5x, observa-se trinca do cone externo (CE)

Figura 5.3 - Espécime em RNC após 2 milhões de ciclos. (A) Aumento de 0,8x. (B) Secção transversal, aumento de 2x. Foi observada trinca do cone interno (CI).

Figura 5.4 - Espécime em RNC após 2 milhões de ciclos. (A) Aumento de 0,8x. (B) Secção transversal, aumento de 2x. Foram observadas trincas do cone externo (CE) e trinca radial (R).

Figura 5.5 - Trincas radiais (R) de diferentes extensões em espécimes de RNC.

Figura 5.6- Espécime de DL após 2 milhões de ciclos, (A) Aumento de x. Vista oclusal, aumento de 0.8x. Observa-se desgaste e microtrincas (t). (B) Secção transversal, aumento de 5x, observa-se trinca do cone interno (CI).

Figura 5.7- Espécime de DL após 2 milhões de ciclos, (A) Vista oclusal, aumento de 0.8x. Observa-se desgaste. (B) Secção transversal, aumento de 4x, observa-se trinca do cone externo (CE).

Figura 5.8- Espécime de DL após 2 milhões de ciclos, (A) Vista oclusal, aumento de 0.8x. Observa-se desgaste e microtrincas (t). (B) Secção transversal, aumento de 5x, observa-se trincas do cone externo (CE) e interno (CI).

Figura 5.9- Espécime de DL após 2 milhões de ciclos. Vista oclusal, aumento de 0,8x, observa-se desgaste superficial(A. Secção transversal,aumento 2,5x, trincas do cone interno (CI) atingindo a superfície interna (B)

Figura 5.10- Espécime de DL após 2 milhões de ciclos. Vista oclusal, observa-se trinca extensa (A, 0,8x e B, 1,25x,) trincas do cone interno (CI) atingindo a superfície interna (C, 1,25x e D, 5x)

Figura 5.11 – Espécime de DL após 2 milhões de ciclos. Observa-se desgaste (A, aumento de 0,8x) e trinca extensa (B, 1,25x). Após o desgaste progressivo, verifica-se trincas do cone interno (C, 5x e D, 2x).

A evolução dos danos a cada inspeção e o escore final atribuído a cada espécime é apresentado nas Tabela 5.1 e 5.2. A distribuição dos danos e análise estatística está demonstrada na Tabela 5.3.

Tabela 5.1- Evolução dos danos e escore final do Grupo RNC

Grupo RNC	250 mil	500 mil	1milhão	1,5 milhão	2 milhões	Danos
1		*		D		1
2			*	D		0
3		D				1
4		*		D		0
5		*		D		4
6			*			4
7						2
8		*	D			0
9		*				0
10	*					0
11		*				4
12	*					4
13		*				4

* = desgaste leve D =facetas de desgaste com áreas rugosas; t = microtrincas; T= trincas

Tabela 5.2- Evolução dos danos e escore final dos espécimes do Grupo DL

Grupo DL	250 mil	500 mil	1milhão	1,5 milhão	2 milhões	Danos
1		*	D	T		2
2		D	T			3
3		D	T			3
4		*				2
5		D		t		2
6		D		T		2
7		*	D		D	3
8		*	D			3
9		*	T			3
10	*	D	t			2

11		*				3
12			D			2
13				D		1

* = remoção do glaze; D =desgaste; t = microtrincas; T= trincas

Tabela 5.3- Distribuição dos escores em relação ao grupo.

Grupo	N	Mediana	25%	75%
Dissilicato de Lítio	13	2	2	3
Resina Nano Cerâmica	13	1	0	4

Teste de Mann- Whitney ($p=0,462$), poder do teste 0,50.

O teste de Mann-Whitney sugere não haver diferença estatística entre os grupos quanto ao tipo de dano apresentado após o desafio de fadiga. ($p=0,462$).

Foi realizada também a análise dos endentadores no estereomicroscópio, a fim de detectar fraturas que pudessem de alguma maneira danificar a superfície oclusal dos espécimes durante o teste. Quando utilizados contra os espécimes em RNC, a maioria os endentadores em dissilicato de lítio sobreviveram ao teste de 2 milhões de ciclos com poucos danos e sinais de desgaste (Fig. 5.12 A e D). Uma hemisfera apresentou trinca na área de contato quando utilizados contra os espécimes de RNC (Fig 5.12B). Uma esfera apresentou fratura coesiva próxima à base do parafuso de fixação por volta de 500 mil ciclos, provavelmente decorrente de adesão insuficiente e contato com essa região; foi mantida em teste (Fig. 5.12C).

Figura 5.12 –Endentadores de DL utilizados contra coroas de RNC, após 2 milhões de ciclos, aumento de 0,8x. Observa-se discreta remoção do glaze em A e nenhum dano perceptível em D, trinca (B) e fratura coesiva próximo à base (C).

Figura 5.12 –Endentadores de DL utilizados contra coroas de DL, após 2 milhões de ciclos, aumento de 0,8x. Observa-se discreta remoção do glaze em A e B, trinca discreta (B) e trinca extensa originada próximo à base, uma vez que não se observa danos de contato (C).

Quando utilizados contra os espécimes em DL, observou-se danos similares aos apresentados pelas coroas no mesmo material, como desgaste do *glaze* (Fig 5.13A). Pequenas trincas, que surgiram após 500 mil ciclos, foram observadas e mantiveram-se estáveis durante todo o teste (Fig. 5.13B e C) . Uma esfera apresentou trinca extensa, originada no contato com a base e o parafuso de fixação e foi substituída (Fig. 5.13D). Uma apresentou fratura coesiva de média extensão próxima à base do parafuso de fixação, e foi substituída.

6 DISCUSSÃO

No presente estudo, coroas monolíticas em resina nanocerâmica e dissilicato de lítio apresentaram capacidade equivalente de resistir a um teste de fadiga de 2 milhões de ciclos com carga de 350N a uma frequência de 2Hz, demonstrando sobrevivência de 100%. Coroas monolíticas de dissilicato de lítio mostraram-se resistentes em estudos anteriores, que relatam falhas associadas a cargas altíssimas e com pouca influência de danos de fadiga (Guess *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2012). Heintze e colaboradores (2008) submeteram coroas em dissilicato de lítio a ciclagem mecânica por 400 mil ciclos sob carga máxima de 100N a 1 Hz e também verificaram sobrevivência de 100%. No estudo de Guess e equipe (2010), as coroas de dissilicato de lítio com espessura de 1,5mm falharam somente com cargas superiores a 1.100N. Silva e colaboradores (2012) não relataram as cargas máximas utilizadas, mas afirmam que vários espécimes apresentaram trincas, porém não falharam, e tiveram de ser excluídos da análise estatística. As coroas apresentaram resistência característica altíssima, tanto aquelas com 1 mm de espessura (1.535N) quanto as com 2 mm com revestimento vestibular (1.609N). Seydler e colaboradores (2014) também não encontraram fraturas em coroas de DL de espessuras 0,5, 1 e 1,5mm após ciclagem mecânica por 1,2 milhão de ciclos a 108N e 1,6 Hz. No estudo de Zhao e equipe (2014) nenhuma coroa de dissilicato de lítio sofreu fratura após ciclagem mecânica por 1,2 milhão de ciclos a 98N a 2Hz. Dhima e colegas (2014) submeteram coroas de dissilicato de lítio à ciclagem mecânica até a falha, sob carga de 380 a 390N. As coroas de 2 mm falharam após 14 mil ciclos em média, entretanto, diferentemente dos demais estudos, os autores consideraram as trincas como falhas.

Bonfante e colaboradores avaliaram coroas sobre implantes em resina composta e resina nanocerâmica em dois estudos diferentes. As coroas em resina composta indireta incremental apresentaram probabilidade de sobrevivência alta (98 e 99%), independente do tamanho da plataforma do implante. As falhas ocorreram por volta de 900N (Bonfante *et al.*, 2012). As coroas em RNC também apresentaram probabilidade de sobrevivência de 100% para desafios de 50mil e 100 mil ciclos a 200N, comparável às coroas

metalocerâmicas (99%). Neste caso, as falhas também foram atribuídas às altas cargas aplicadas, por volta de 700N, e não aos danos cumulativos resultantes do processo de fadiga (Bonfante *et al.*, 2015).

No estudo de Magne e colegas (2010) facetas oclusais em resina composta CAD/CAM (MZ100®, 3M ESPE®), e DL para injeção e fresagem foram submetidos à ciclagem mecânica, aplicando carga crescente de 400 a 1400N, a uma quantidade máxima de 185 mil ciclos a 5 Hz. Restaurações que apresentaram trincas maiores que 2mm foram consideradas como falha. Diferentemente do encontrado em nosso estudo, as restaurações em resina composta apresentaram resistência à fadiga maior que as de DL, apresentando taxa de sobrevivência de 100% contra 30% e 0% para os elementos injetados e fresados, respectivamente. As facetas em dissilicato de lítio fresado apresentaram trincas quando submetidas a cargas médias de 900N, por volta de 110 mil ciclos. Nenhuma das restaurações apresentou fratura catastrófica. Para facetas oclusais ultrafinas, de 0,6 mm de espessura, Schiliching e colegas (2011) verificaram que o uso de resinas compostas pode aumentar a resistência fadiga. Enquanto as facetas cerâmicas falharam, as facetas em resina composta avaliadas apresentaram taxas de sobrevivência de 60 e 100%.

Os resultados encontrados neste estudo podem ser comparados mais adequadamente aos achados de Carvalho e sua equipe (2014) que também avaliaram simultaneamente a resistência à fadiga de coroas de RNC e DL, além de coroas de cerâmica feldspática. Os autores utilizaram carga de 200 a 1400N, por no máximo de 185 mil ciclos a 10Hz. As cargas foram aplicadas utilizando uma esfera em resina composta, que contatava a face oclusal das coroas em três pontos. As taxas de sobrevivência encontradas foram estatisticamente semelhantes, de 93,3% para o DL e 80% para a RNC. Os espécimes de cerâmica feldspática falharam no estágio de 1000N, apresentando taxa de sobrevivência de 6,6%.

A análise da literatura indica uma ausência de padronização entre os protocolos de fadiga para coroas unitárias, com grandes diferenças quanto às cargas aplicadas e à duração dos testes (Nawafleh *et al.*, 2015). O mesmo

acontece com os conceitos de sobrevivência ou falha. O presente estudo foi o único que submeteu coroas unitárias à fadiga por tantos ciclos. Aparentemente, nenhum estudo avaliou a resistência à fadiga de coroas unitárias monolíticas por um número de ciclos superior a 1,2 milhão, provavelmente, porque testes de fadiga demandam um longo tempo em laboratório. Além disso, porque ainda não há um consenso em relação à duração adequada de testes de fadiga para materiais restauradores.

A sobrevivência de 100% dos espécimes neste estudo pode suscitar, quase que inevitavelmente, a busca por uma correlação com a realidade clínica: dois milhões de ciclos são equivalentes a quantos anos de função mastigatória?

No entanto, a correlação entre número de ciclos e sobrevivência clínica ainda não foi investigada. São comuns na literatura os relatos de que 1,2 milhão de ciclos seriam equivalentes a cinco anos em função (Heintze *et al.*, 2008; Clausen, Abou Tara e Kern, 2010; Nawafleh *et al.*, 2015). Mas, aparentemente, este dado foi obtido a partir de uma correlação entre o desgaste observado *in vitro* e *in vivo* de restaurações de amálgama e resina composta, estabelecida para 6 meses (Krejci e Lutz, 1990) *apud* Heintze *et al.*, 1998). Portanto, não há evidência que permita que estes dados sejam extrapolados para outros materiais e tempos de avaliação. Considerando o pressuposto acima como verdadeiro, Nawafleh e colaboradores (2015) encontraram correlação entre as taxas de sobrevivência relatadas em estudos *in vivo* e *in vitro* para coroas de dissilicato de lítio: 100% de sobrevivência *in vitro* após 600mil ciclos *versus* 100% *in vivo* em 2 anos; 100% *in vitro* após 1,2 milhão de ciclos *versus* 97,8% *in vivo* em 5 anos. Isso sugere que estudos que simulam a mastigação através de carga cíclica seriam bons representantes de situações clínicas. Entretanto, como indicaram os próprios autores, esta associação não deve ser generalizada devido ao reduzido número de estudos laboratoriais e clínicos realizados, assim como ao curto intervalo de tempo avaliado para ambas as modalidades. Consequentemente estudos de resistência à fadiga são úteis para a comparação entre materiais e técnicas. Considerando as evidências científicas disponíveis, correlações com a sobrevivência clínica devem ser evitadas.

Observou-se também uma falta de padronização entre a magnitude das cargas utilizadas em testes de fadiga. As forças atuantes durante a mastigação em humanos já foram aferidas por diferentes metodologias e dispositivos, variando entre 60 (Gibbs *et al.*, 1981) e 1.019N (Cosme *et al.*, 2005). Gibbs e colaboradores (1981) relataram que as forças usuais de mastigação no momento da oclusão podem variar de 195 a 420N, dependendo da força máxima de mordida do indivíduo, sendo 267N o valor médio. Estudos recentes relatam forças mastigatórias máximas bastante díspares para a região de primeiro molar. Palinkas e colegas (2010) relatam valores diferentes de acordo com a idade, variando de 170 a 344N, enquanto Cosme e colaboradores (2005) relatam médias de 859N para bruxistas e 806N para não bruxistas, sem diferença estatística. As forças mastigatórias máximas parecem variar de acordo com a idade e gênero (Cosme *et al.*, 2005; Palinkas *et al.*, 2010).

As cargas utilizadas em estudos de fadiga em coroas de dissilicato de lítio variam entre 30 e 1400N (Nawafleh *et al.*, 2015). Ou seja, protocolos de carga que não apresentaram efeito algum sobre a resistência das coroas (Zhao *et al.*, 2014) e outros com cargas que excedem em algumas centenas de Newtons as forças mastigatórias máximas relatadas. No presente estudo utilizamos carga máxima de 350N, a carga máxima obtida na máquina de ciclagem termomecânica utilizada. Este valor está em concordância com as forças de mordida máxima relatados para molares por Palinkas e equipe (2010); e ainda contido no intervalo das forças relatadas por Gibbs *et al.* (1981) durante a oclusão.

A frequência de carregamento utilizada está próxima da frequência fisiológica da mastigação (1 a 2 Hz) (Woda, Mishellany e Peyron, 2006). Embora utilizar frequências maiores permita atingir um maior número de ciclos em menor tempo, o tempo necessário até a falha parece ser o mesmo para cerâmicas vítreas. Este fato mostra a forte participação da corrosão sob tensão, fenômeno dependente do tempo, no processo de crescimento subcrítico de trincas e no tempo de vida destes materiais cerâmicos (Joshi *et al.*, 2014). Assim, testes que utilizam frequências maiores que a fisiológicas podem impressionar pelo número de ciclos, entretanto não diminuem o tempo

necessário para a fratura, e provavelmente não induzem maiores danos do que os realizados dentro frequência fisiológica em um mesmo intervalo de tempo.

No presente estudo, as cargas cíclicas foram aplicadas utilizando uma hemisfera de dissilicato de lítio de raio 3,18mm. Sobre o papel do endentador na fratura de estruturas friáveis, Bhowmick e colaboradores (2007) afirmaram que a evolução de trincas do cone é praticamente insensível ao material do endentador, desde que o módulo de elasticidade seja ao menos igual ao do material testado. O dissilicato de lítio foi utilizado por ser um material de módulo de elasticidade e resistência ao desgaste semelhantes ao esmalte dentário (dissilicato de lítio $E=95$ GPa; dentina humana $E= 94$ GPa) (Guess *et al.*, 2011). Observou-se que se trata de um material resistente que pode ser utilizado para este fim. As hemisferas endentadoras apresentaram danos mínimos, resistindo ao teste de 2 milhões de ciclos com poucas intercorrências de fraturas coesivas, sempre relacionadas ao contato das mesmas com o parafuso de fixação. O raio do endentador, por sua vez, pode influenciar na iniciação de trincas, sendo as esferas de menor diâmetro capazes de produzir trincas do cone externo mais precocemente. Entretanto a fratura ocorre sob cargas e número de ciclos equivalentes (quando o raio varia de 1,6 a 12,5 mm) (Bhowmick *et al.*, 2007). O raio de 3,18 mm seguiu o diâmetro utilizado em outros estudos que avaliaram fadiga em espécimes anatômicos (Guess *et al.*, 2011; Silva *et al.*, 2012; Bonfante *et al.*, 2015), e foi escolhido para evitar as altas tensões geradas por esferas menores. O teste foi realizado em presença de água, visto a importante participação da mesma na degradação química das resinas compostas, na corrosão sob tensão das cerâmicas e na propagação de trincas (Kelly, 1999; Callister, 2000; Takeshige *et al.*, 2007; Lohbauer, Belli e Ferracane, 2013; Zhang, Sailer e Lawn, 2013).

Além de utilizar cargas cíclicas e clinicamente relevantes em ambiente com presença de água, para que os testes laboratoriais sejam bons preditores da performance futura dos materiais, recomenda-se que os espécimes apresentem características anatômicas o mais próximo possível do que é realizado clinicamente, processos de fabricação semelhantes aos realizados em laboratórios de prótese dentária comerciais e suportes similares que serão usados clinicamente (ex. implantes, dentina) (Kelly, 1999; Anusavice, Kakar e

Ferree, 2007; Rekow e Thompson, 2007; Rekow *et al.*, 2011; Lohbauer, Belli e Ferracane, 2013; Zhang, Sailer e Lawn, 2013). Todas estas recomendações foram atendidas neste estudo.

Alguns estudos persistiram na aplicação de carga até a falha (Guess *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2012; Dhima *et al.*, 2014; Bonfante *et al.*, 2015). Quando a falha não ocorre, um método bastante utilizado para restaurações odontológicas é realizar um teste de fratura rápida após um determinado número de ciclos (Carvalho *et al.*, 2014; Zhao *et al.*, 2014). Embora ofereça informações sobre a degradação da resistência dos materiais após a fadiga e valores de comparação entre estudos, testes de fratura rápida não representam precisamente a falha em fadiga (Rekow, Zhang e Thompson, 2007; Rekow *et al.*, 2011; Zhang, Sailer e Lawn, 2013). Nestes testes, as falhas são produzidas sob condições de tensão incorretas e cargas muito altas, com pouca relevância clínica (Kelly, 1999). Acreditamos que o desgaste progressivo das coroas e a avaliação dos danos poderia trazer informações mais relevantes, e auxiliar na previsão do modo de falha das coroas monolíticas em RNC, ainda não descritos na literatura em estudos clínicos.

Avaliando os danos encontrados de maneira qualitativa observamos que as coroas de dissilicato de lítio rapidamente perderam a camada de brilho (*glaze*) e apresentaram uma superfície rugosa e irregular. Esta característica é relatada em estudos clínicos (Esquivel-Upshaw *et al.*, 2013) e laboratoriais (Dhima *et al.*, 2014). Observaram-se microtrincas ao redor da área de endentação, (Fig 5.6A).com o passar dos ciclos de carga, trincas extensas no sentido horizontal (Fig 5.11 A e B). Durante o desgaste progressivo das coroas incluídas em resina epóxi, foram encontradas trincas do cone externo e interno. Além de trincas do cone, Silva e colaboradores (Silva *et al.*, 2012) encontraram trincas radiais em coroas de DL, porém em espécimes submetidos a cargas de 1.400 e 1.500N. No presente estudo, observou-se que as trincas do cone interno apresentavam-se bastante profundas, atingindo a superfície interna da coroa. Isso sugere que as trincas do cone interno apresentam potencial de causar fratura catastrófica das coroas em dissilicato de lítio, conforme também relataram Zhang, Bhowmick e Lawn (2005) e Rekow e Thompson (Rekow e Thompson, 2007). Fraturas em coroas cerâmicas são comumente atribuídas a

trincas radiais (Kelly, 1999), entretanto, as trincas radiais e do cone interno são apontadas como modos de falha concorrentes em estruturas monolíticas em laboratório (Zhang, Bhowmick e Lawn, 2005). Coroas fraturadas em estudos clínicos raramente são submetidas à análise fractográfica (avaliação microscópica da superfície de fratura a fim de determinar a origem das mesmas), de modo que as fraturas completas encontradas não podem ser atribuídas somente a trincas radiais.

As coroas em resina nanocerâmica, por sua vez, apresentaram facetas de desgaste de tamanhos variados e áreas rugosas. Desgaste severo é relatado em estudos clínicos como uma complicação frequente para coroas de resina composta, bem como fratura completa da coroa e fraturas coesivas (Rammelsberg *et al.*, 2005; Vanoorbeek *et al.*, 2009; Jongsma, Kleverlaan e Feilzer, 2012; Ohlmann *et al.*, 2014). Neste estudo as coroas não falharam durante o teste, e o polimento sequencial revelou a presença de trincas radiais, que provavelmente levariam à fratura completa da coroa. No estudo de Bonfante e colaboradores (2015) o teste de fadiga acelerada produziu fratura coesiva, com origem na área de aplicação de carga. Provavelmente, esta divergência se deve a diferenças entre os testes: o presente estudo utilizou coroas monolíticas suportadas por réplicas de molares preparados, um endentador posicionado entre as vertentes das cúspides vestibulares e linguais, no centro da face oclusal. No estudo com coroas sobre implantes (Bonfante *et al.*, 2015), os autores posicionaram o endentador a 1mm da ponta da cúspide, na vertente da cúspide mesiolingual, região que claramente oferece menos “suporte” ao material restaurador quando submetida à carga do que o centro da face oclusal, completamente suportado pelo substrato em resina composta. No estudo de Carvalho e colegas (2014) as coroas falharam por fratura completa, provavelmente devido às altas cargas aplicadas, uma vez que as fraturas também envolviam a dentina subjacente.

Resinas compostas combinam um baixo módulo de elasticidade e um bom desempenho em testes de resistência à flexão: embora apresentem valores menores do que os das cerâmicas de dissilicato de lítio, aluminas e zircônias, apresentam desempenho superior ao das demais cerâmicas (Quadro 1). Essa combinação se traduz em uma capacidade superior de resistir ao

carregamento, uma vez que aceita maior deformação elástica antes da falha; capacidade que pode ser expressa em uma medida de módulo de resiliência (Awada e Nathanson, 2015).

A resiliência refere-se à quantidade de energia armazenada em um material no seu limite elástico. As resinas compostas apresentam módulo de resiliência superior ao das cerâmicas (Awada e Nathanson, 2015), assim são capazes de absorver mais energia antes de se deformar permanentemente ou falhar. Entretanto, parece que quando esta capacidade de absorver energia chega ao seu limite, torna-se evidente sua menor resistência à flexão quando comparada ao dissilicato de lítio. Mantidas baixas as tensões na área de contato, a RNC parece estar mais sujeita a tensões com características de flexão. As trincas do cone não se formam, e as tensões de tração geradas próximas à superfície de cimentação levam ao desenvolvimento de trincas radiais (Kelly, 1999).

As coroas avaliadas neste estudo, apesar das diferentes propriedades mecânicas dos materiais, apresentaram desempenho bastante satisfatório, e podem ser indicadas para a região posterior. Os espécimes em dissilicato de lítio apresentaram trincas do cone externo e interno, algumas bastante extensas, atingindo a face interna da coroa. Por outro lado, os espécimes em resina nanocerâmica apresentaram duas situações opostas: embora alguns tenham apresentado trincas do cone externo e interno, a maioria recebeu escores extremos: estava íntegra, sem dano detectável ou com trincas radiais, consideradas em nosso estudo como o dano mais severo, que é decorrente de flexão e que poderia resultar em falha catastrófica em coroas protéticas (Kelly, 1999; Zhang, Sailer e Lawn, 2013). Diante da alta variabilidade dos dados, a análise estatística não revelou diferenças significantes entre os danos encontrados nos espécimes dos grupos DL e RN, entretanto o poder estatístico do teste foi baixo. Contudo, embora as fraturas catastróficas que possam vir a ocorrer apresentem origens diferentes, ambos os tipos de danos podem ser considerados clinicamente relevantes, uma vez que tanto as trincas radiais quando as trincas do cone interno parecem ter potencial de causar falha catastrófica da coroa

A alta taxa de sobrevivência vai ao encontro do que observamos em estudos clínicos: os materiais restauradores cumprem adequadamente a função para a qual foram desenvolvidos e designados. Clinicamente, as fraturas em coroas de cerâmica, apesar de serem as complicações mecânicas mais frequentes, ocorrem em apenas 2,3% dos casos (Sailer *et al.*, 2015). Ainda assim, ocorrem após anos em função (Pieger, Salman e Bidra, 2014), decorrentes do processo de fadiga, tornando a obtenção de dados de sobrevida em laboratório bastante difícil. Gehrt e equipe (2013) relataram duas fraturas (2,1%) entre 94 coroas de dissilicato de lítio, que ocorreram após 8 e 9 anos em função. Um estudo baseado em quase 35 mil restaurações catalogadas no banco de dados de um grande centro de fresagem relatou que a taxa de fratura foi de 1,4% ao longo de 3,5 anos (Belli *et al.*, 2016). Este mesmo estudo prevê que 10% das coroas em dissilicato de lítio terão falhado somente após 20,9 anos. Desta forma, para simular em laboratório o desempenho de restaurações odontológicas, é desejável que, além de convergir para uma padronização dos parâmetros de carga, os ensaios laboratoriais em restaurações odontológicas tenham por objetivo submeter os espécimes à ciclagem mecânica pelo maior tempo possível. Ensaio de fadiga acelerados associados a análises estatísticas que permitem estimar a probabilidade de sobrevivência parecem ser meios eficientes de prever o desempenho de restaurações em longo prazo. Estes ensaios simulam as falhas encontradas clinicamente, embora às custas de cargas elevadas, e nos fornecem parâmetros acerca da homogeneidade do material e do efeito do acúmulo de danos (Guess *et al.*, 2010; Bonfante *et al.*, 2012; Silva *et al.*, 2012; Bonfante *et al.*, 2015).

Enquanto falhas tardias são associadas à fadiga e degradação da resistência dos materiais, as falhas precoces podem ser atribuídas a defeitos do material ou técnica inadequada. Estas falhas estão diretamente relacionadas ao cirurgião dentista e ao técnico em prótese dentária. Procedimentos de desgaste durante a manufatura (CAD/CAM ou convencional), ajustes oclusais ou da forma na fase de prova ou jateamento prévio à cimentação podem introduzir defeitos nas próteses (Rekow *et al.*, 2011). Os danos causados, mesmo que microscópicos, podem reduzir o tempo

de vida em fadiga e diminuir sua resistência em até 50% por cento (Rekow *et al.*, 2011). Assim, após os ajustes, procedimentos de acabamento e *glaze* devem ser utilizados, pois podem eliminar ou reduzir estes danos superficiais.

Do mesmo modo, é preciso que o cirurgião-dentista fique atento às técnicas adequadas de preparo. O desgaste do elemento dentário deve ser suficiente para prover resistência ao material restaurador (Lawn, Deng e Thompson, 2001), no caso da RNC e o DL a espessura mínima deve ser de 1,5mm na região oclusal e 1 mm na região axial (3M ESPE, 2012; Ivoclar-Vivadent, 2009). Preparos com ângulos arredondados devem ser preconizados, uma vez que áreas pontiagudas também podem atuar como concentradores de tensão em materiais cerâmicos (Podhorsky, Rehmann e Wostmann, 2015). Observadas as corretas indicações do material e realizadas as técnicas apropriadas, espera-se excelente longevidade clínica das próteses odontológicas.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados demonstram que coroas unitárias em resina nanocerâmica e dissilicato de lítio apresentam capacidade equivalente de resistir à fadiga por 2 milhões de ciclos, sob cargas máximas de 350N a 2Hz, assim a primeira hipótese nula testada neste estudo foi aceita. As coroas avaliadas apresentaram danos estatisticamente semelhantes, portanto, a segunda hipótese nula testada também foi aceita.

Dessa forma, considerando o desempenho das coroas quando submetidas a cargas cíclicas, os dois materiais restauradores avaliados podem ser utilizados para coroas unitárias na região posterior. Porém, o comportamento das restaurações em resina nanocerâmica quanto ao desgaste da prótese, estabilidade de cor, retenção e saúde gengival deve ser avaliado em estudos clínicos.

8 REFERÊNCIAS

3M ESPE. Lava Ultimate Restorative - Tech Brief. 2012. Disponível em: < http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSufSevTsZxtUo82ZoY_GevUqevTSevTSevTSeSSSSSS--&fn=lava_ult_tech_brief.pdf >.

_____. **Notice: Change in Indication – Lava™ Ultimate Restorative** 2015. Disponível em: < http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Lava-Ultimate/# > acessado em 13/06/2015.

ANUSAVICE, K. J.; KAKAR, K.; FERREE, N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? **Clin Oral Implants Res**, v. 18 Suppl 3, p. 218-31, Jun 2007. ISSN 0905-7161. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17594384> >.

APEL, E. et al. Phenomena and mechanisms of crack propagation in glass-ceramics. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 1, n. 4, p. 313-325, Oct 2008. ISSN 1751-6161. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000260001300005 >.

AWADA, A.; NATHANSON, D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, n. 4, p. 587-593, Oct 2015. ISSN 0022-3913. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000362311900022 >.

BARAN, G.; BOBERICK, K.; MCCOOL, J. Fatigue of restorative materials. **Critical Reviews in Oral Biology & Medicine**, v. 12, n. 4, p. 350-360, 2001 2001. ISSN 1045-4411. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000175833300006 >.

BELLI, R. et al. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. **Dental Materials**, v. 30, n. 4, p. 424-432, Apr 2014. ISSN 0109-5641. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000333287700009 >.

_____. Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. **Journal of Dental Research**, v. 95, n. 1, p. 67-73, Jan 2016. ISSN 0022-0345. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000367103000010 >.

BHOWMICK, S. et al. Role of indenter material and size in veneer failure of brittle layer structures. **Journal of Biomedical Materials Research Part B-Applied**

Biomaterials, v. 82B, n. 1, p. 253-259, Jul 2007. ISSN 1552-4973. Disponível em: <Go to ISI>://WOS:000247612600032 >.

BONA, A. D.; MECHOLSKY, J. J.; ANUSAVICE, K. J. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. **Dental Materials**, v. 20, n. 10, p. 956-962, Dec 2004. ISSN 0109-5641. Disponível em: <Go to ISI>://WOS:000224953600008 >.

BONFANTE, E. A. et al. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. **Dental Materials**, v. 31, n. 8, p. E168-E177, Aug 2015. ISSN 0109-5641. Disponível em: <Go to ISI>://WOS:000361842600003 >.

_____. Abutment Design for Implant-Supported Indirect Composite Molar Crowns: Reliability and Fractography. **Journal of Prosthodontics-Implant Esthetic and Reconstructive Dentistry**, v. 21, n. 8, p. 596-603, Dec 2012. ISSN 1059-941X. Disponível em: <Go to ISI>://WOS:000314528500003 >.

BORBA, M. et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. **Dental Materials**, v. 27, n. 7, p. 710-721, Jul 2011. ISSN 0109-5641. Disponível em: <Go to ISI>://WOS:000291033100015 >.

CALLISTER, W. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução**. Grupo Gen-LTC, 2000. ISBN 8521618212.

CARVALHO, A. O. et al. Fatigue resistance of cad/cam complete crowns with a simplified cementation process. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 111, n. 4, p. 310-317, Apr 2014. ISSN 0022-3913. Disponível em: <Go to ISI>://WOS:000334647600009 >.

CLAUSEN, J. O.; ABOU TARA, M.; KERN, M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. **Dental Materials**, v. 26, n. 6, p. 533-538, Jun 2010. ISSN 0109-5641. Disponível em: <Go to ISI>://WOS:000277085500004 >.

COSME, D. C. et al. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. **International Journal of Prosthodontics**, v. 18, n. 4, p. 328-332, Jul-Aug 2005. ISSN 0893-2174. Disponível em: <Go to ISI>://WOS:000230630100022 >.

DHIMA, M. et al. Evaluation of Fracture Resistance in Aqueous Environment under Dynamic Loading of Lithium Disilicate Restorative Systems for Posterior Applications.

Part 2. **Journal of Prosthodontics-Implant Esthetic and Reconstructive Dentistry**, v. 23, n. 5, p. 353-357, Jul 2014. ISSN 1059-941X. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000340560600003 >.

DRUMMOND, J. L. et al. Fatigue behaviour of dental composite materials. **Journal of Dentistry**, v. 37, n. 5, p. 321-330, May 2009. ISSN 0300-5712. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000265504900001 >.

ESQUIVEL-UPSHAW, J. et al. Randomized, Controlled Clinical Trial of Bilayer Ceramic and Metal-Ceramic Crown Performance. **Journal of Prosthodontics-Implant Esthetic and Reconstructive Dentistry**, v. 22, n. 3, p. 166-173, Apr 2013. ISSN 1059-941X. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000317619800002 >.

FRADEANI, M.; REDEMAGNI, M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. **Quintessence International**, v. 33, n. 7, p. 503-510, Jul-Aug 2002. ISSN 0033-6572. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000177091500004 >.

GEHRT, M. et al. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. **Clinical Oral Investigations**, v. 17, n. 1, p. 275-284, Jan 2013. ISSN 1432-6981. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000313072200031 >.

GIBBS, C. H. et al. Occlusal forces during chewing - influences of biting strength and food consistency. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 46, n. 5, p. 561-567, 1981. ISSN 0022-3913. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1981MN79300015 >.

GONZAGA, C. C. et al. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. **Dental Materials**, v. 27, n. 4, p. 394-406, Apr 2011. ISSN 0109-5641. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000287916000014 >.

GRACIS, S. et al. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. **International Journal of Prosthodontics**, v. 28, n. 3, p. 227-235, May-Jun 2015. ISSN 0893-2174. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000355786800002 >.

GRACIS, S. E. et al. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. **The International journal of prosthodontics**, v. 4, n. 3, p. 282-291, 1990. ISSN 0893-2174.

GUAZZATO, M. et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. **Dental**

Materials, v. 20, n. 5, p. 441-448, 2004. ISSN 0109-5641. Disponível em: < [http://www.demajournal.com/article/S0109-5641\(03\)00148-9/abstract](http://www.demajournal.com/article/S0109-5641(03)00148-9/abstract) >.

GUESS, P. C. et al. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. **Dental Clinics of North America**, v. 55, n. 2, p. 333-352, 2011. ISSN 0011-8532.

_____. Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes and Reliability After Fatigue. **International Journal of Prosthodontics**, v. 23, n. 5, p. 434-442, Sep-Oct 2010. ISSN 0893-2174. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000282057300010 >.

HARADA, A. et al. Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing generated composite resin-based molar crowns. **European Journal of Oral Sciences**, v. 123, n. 2, p. 122-129, Apr 2015. ISSN 0909-8836. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000351166700010 >.

HEINTZE, S. D. et al. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. **Dental Materials**, v. 24, n. 10, p. 1352-1361, Oct 2008. ISSN 0109-5641. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000259359800009 >.

IVOCLAR-VIVADENT. **e.max Press. Instruções de uso** 2009.

_____. **IPS e.max: Instructions for use - Chairside** 2014.

JONGSMA, L. A.; KLEVERLAAN, C. J.; FEILZER, A. J. Clinical success and survival of indirect resin composite crowns: Results of a 3-year prospective study. **Dental Materials**, v. 28, n. 9, p. 952-960, Sep 2012. ISSN 0109-5641. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000307053800009 >.

JOSHI, G. V. et al. Contributions of stress corrosion and cyclic fatigue to subcritical crack growth in a dental glass-ceramic. **Dental Materials**, v. 30, n. 8, p. 884-890, Aug 2014. ISSN 0109-5641. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000339998500014 >.

KELLY, J.; BENETTI, P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice **Australian Dental Journal**, v. 56, n. 1, p. 84-96, 2011.

KELLY, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 81, n. 6, p. 652-661, Jun 1999. ISSN 0022-3913. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000080912600002 >.

KIM, B. et al. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. **Journal of Dental Research**, v. 86, n. 2, p. 142-146, Feb 2007. ISSN 0022-0345. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000244385700007 >.

KIM, J. W. et al. Sliding contact fatigue damage in layered ceramic structures. **Journal of Dental Research**, v. 86, n. 11, p. 1046-ii, Nov 2007. ISSN 0022-0345. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000250413200005 >.

KREJCI, I.; LUTZ, F. In-vitro-Testverfahren zur evaluation dentaler Restaurationssysteme. 3. Korrelation mit in-vivo-Resultaten. **Schweiz Monatsschr Zahnmed**, v. 100, n. 12, p. 1445-1449, 1990.

LAWN, B. R.; DENG, Y.; THOMPSON, V. P. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: A review. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 86, n. 5, p. 495-510, Nov 2001. ISSN 0022-3913. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000172561600008 >.

LOHBAUER, U.; BELLI, R.; FERRACANE, J. L. Factors Involved in Mechanical Fatigue Degradation of Dental Resin Composites. **Journal of Dental Research**, v. 92, n. 7, p. 584-591, Jul 2013. ISSN 0022-0345. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000320432100003 >.

MAGNE, P. et al. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, n. 4, p. 574-579, Oct 2015. ISSN 0022-3913. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000362311900020 >.

_____. In vitro fatigue resistance of cad/cam composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 104, n. 3, p. 149-157, Sep 2010. ISSN 0022-3913. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000282036600002 >.

MAROCHO, S. M. S. et al. Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. **Dental Materials**, v. 26, n. 5, p. 483-490, May 2010. ISSN 0109-5641. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000275815300011 >.

MONTES, G. M.; DRAUGHN, R. A. SLOW CRACK-PROPAGATION IN COMPOSITE RESTORATIVE MATERIALS. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 21, n. 5, p. 629-642, May 1987. ISSN 0021-9304. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1987H053000007 >.

NAWAFLEH, N. et al. Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review. **Journal of Prosthodontics**, 2015. ISSN 1532-849X.

OHLMANN, B. et al. Comparison of incidence of complications and aesthetic performance for posterior metal-free polymer crowns and metal-ceramic crowns: Results from a randomized clinical trial. **Journal of Dentistry**, v. 42, n. 6, p. 671-676, Jun 2014. ISSN 0300-5712. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000336484200006 >.

ORNAGHI, B. P. et al. Subcritical crack growth and in vitro lifetime prediction of resin composites with different filler distributions. **Dental Materials**, v. 28, n. 9, p. 985-995, Sep 2012. ISSN 0109-5641. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000307053800012 >.

PALINKAS, M. et al. Age and gender influence on maximal bite force and masticatory muscles thickness. **Archives of Oral Biology**, v. 55, n. 10, p. 797-802, Oct 2010. ISSN 0003-9969. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000282399100010 >.

PETERSON, I. M. et al. Mechanical characterization of dental ceramics by hertzian contacts. **Journal of Dental Research**, v. 77, n. 4, p. 589-602, Apr 1998. ISSN 0022-0345. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000072803900012 >.

PIEGER, S.; SALMAN, A.; BIDRA, A. S. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: A systematic review. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 112, n. 1, p. 22-30, 2014. ISSN 0022-3913. Disponível em: < http://www.thejpd.org/article/S0022-3913(14)00074-2/abstract >.

PODHORSKY, A.; REHMANN, P.; WOSTMANN, B. Tooth preparation for full-coverage restorations-a literature review. **Clinical Oral Investigations**, v. 19, n. 5, p. 959-968, Jun 2015. ISSN 1432-6981. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000354616300001 >.

RAMMELSBERG, P. et al. Clinical performance of metal-free polymer crowns after 3 years in service. **Journal of Dentistry**, v. 33, n. 6, p. 517-523, Jul 2005. ISSN 0300-5712. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000230231100009 >.

REKOW, D.; THOMPSON, V. P. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. **Journal of Materials Science-Materials in Medicine**, v. 18, n. 1, p. 47-56, Jan 2007. ISSN 0957-4530. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000243257600006 >.

REKOW, D.; ZHANG, Y.; THOMPSON, V. Can material properties predict survival of all-ceramic posterior crowns? **Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)**, v. 28, n. 7, p. 362-8; quiz 369, 386, 2007. ISSN 1548-8578.

REKOW, E. D. et al. Performance of Dental Ceramics: Challenges for Improvements. **Journal of Dental Research**, v. 90, n. 8, p. 937-952, Aug 2011. ISSN 0022-0345. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000292632200003 >.

SAILER, I. et al. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). **Dental Materials**, v. 31, n. 6, p. 603-623, Jun 2015. ISSN 0109-5641. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000354118900001 >.

SCHLICHTING, L. H. et al. Novel-design ultra-thin cad/cam composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 105, n. 4, p. 217-226, Apr 2011. ISSN 0022-3913. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000289878200002 >.

SCHULTHEIS, S. et al. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. **Clinical Oral Investigations**, v. 17, n. 5, p. 1407-1413, Jun 2013. ISSN 1432-6981. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000319458500015 >.

SEYDLER, B. et al. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. **Clinical Oral Investigations**, v. 18, n. 4, p. 1165-1171, May 2014. ISSN 1432-6981. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000335311400018 >.

SHAH, M. B.; FERRACANE, J. L.; KRUZIC, J. J. R-curve behavior and micromechanisms of fracture in resin based dental restorative composites. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 2, n. 5, p. 502-511, Oct 2009. ISSN 1751-6161. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000267813900011 >.

SILVA, N. et al. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. **Journal of dental research**, v. 91, n. 3, p. 305-310, 2012. ISSN 0022-0345.

TAKESHIGE, F. et al. Fatigue behavior of resin composites in aqueous environments. **Dental Materials**, v. 23, n. 7, p. 893-899, Jul 2007. ISSN 0109-5641. Disponível em: <Go to ISI>://WOS:000247219700016 >.

VANOORBEEK, S. et al. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. **The International journal of prosthodontics**, v. 23, n. 3, p. 223-230, 2009. ISSN 0893-2174.

WODA, A.; MISHELLANY, A.; PEYRON, M. A. The regulation of masticatory function and food bolus formation. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 33, n. 11, p. 840-849, Nov 2006. ISSN 0305-182X. Disponível em: <Go to ISI>://WOS:000240823900008 >.

ZHANG, Y.; BHOWMICK, S.; LAWN, B. R. Competing fracture modes in brittle materials subject to concentrated cyclic loading in liquid environments: Monoliths. **Journal of Materials Research**, v. 20, n. 8, p. 2021-2029, Aug 2005. ISSN 0884-2914. Disponível em: <Go to ISI>://WOS:000231054800012 >.

ZHANG, Y.; SAILER, I.; LAWN, B. R. Fatigue of dental ceramics. **Journal of Dentistry**, v. 41, n. 12, p. 1135-1147, Dec 2013. ISSN 0300-5712. Disponível em: <Go to ISI>://WOS:000328480800001 >.

ZHAO, K. et al. Influence of veneer and cyclic loading on failure behavior of lithium disilicate glass-ceramic molar crowns. **Dental Materials**, v. 30, n. 2, p. 164-171, Feb 2014. ISSN 0109-5641. Disponível em: <Go to ISI>://WOS:000329945600010 >.