



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JULIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

RODRIGO FURTADO DE CARVALHO

**EFEITO DE PROTOCOLOS DE CIMENTAÇÃO NA CARGA
DE FRATURA PARA UMA CERÂMICA DE DISSILICATO DE
LÍTIO**

2014

RODRIGO FURTADO DE CARVALHO

**EFEITO DE PROTOCOLOS DE CIMENTAÇÃO NA CARGA DE
FRATURA PARA UMA CERÂMICA DE DISSILICATO DE LÍTIO**

Tese apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do Título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese Dentária.

Orientador: Professor Titular Estevão Tomomitsu Kimpara

Co-Orientador: Professor Assistente Tarcisio José de Arruda Paes-Junior

São José dos Campos

2014

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para
Normalização de Trabalhos Acadêmicos do ICT. Rev. São José dos
Campos: ICT/UNESP; 2013.

C253e Carvalho, Rodrigo Furtado de
Efeito de protocolos de cimentação na carga de fratura para uma cerâmica de
dissilicato de lítio / Rodrigo Furtado de Carvalho. - São José dos Campos: [s.n.],
2014.
124 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) – Instituto de Ciência e
Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2014.
Orientador: Prof.Dr: Estevão Tomomitsu Kimpara
Co-Orientador :Prof. Dr: Tarcisio José de Arruda Paes-Junior

1. Cerâmicas. 2. Ácido fluorídrico. 3. Resistência de materiais. I. Kimpara,
Estevão Tomomitsu. II. Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos
Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista. III. Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”. IV. UNESP – Univ Estadual Paulista. V. Título

tD15

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação do
Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos – UNESP

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho,
por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a
fonte.

São José dos Campos, 09 de Maio de 2014

E-mail: rf-carvalho@hotmail.com

Assinatura : _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpara (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP - Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Assit. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP - Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Adj. Fabíola Pessôa Pereira Leite

Faculdade de Odontologia
UFJF - Universidade Federal de Juiz de Fora
Campus de Juiz de Fora

Prof. Adj. Júlio César Brigolini de Faria

Faculdade de Odontologia
UFJF - Universidade Federal de Juiz de Fora
Campus de Juiz de Fora

Prof. Subst. Vanessa Cruz Macedo

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP - Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 09 de Maio de 2014.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Marcos Paulo de Oliveira Carvalho** e **Josefina Maria Furtado de Carvalho**.

Aos meus irmãos, **Matheus Furtado de Carvalho** e **Renata Furtado de Carvalho**.

À minha noiva, **Roberta Henriques de Azevedo**.

Esta conquista não poderia ser concretizada sem a ajuda, o amor e o carinho de cada um de vocês. Grandes e verdadeiros amigos. Minha Família!

AGRADECIMENTOS

À **Deus**, por guiar meus passos durante toda vida e por mais este momento maravilhoso. *“Prepara-se o cavalo para o dia da batalha, mas do Senhor vem a vitória.” (Provérbios 21:31)*

Aos meus pais, **Marcos Paulo de Oliveira Carvalho**, pelo exemplo de homem, caráter e equilíbrio, e **Josefina Maria Furtado de Carvalho**, por todo carinho, amor e cuidado presente em cada gesto. Vocês são o exemplo de união e dedicação que desejo seguir.

Ao meu irmão **Matheus Furtado de Carvalho** pelo exemplo de competência, dedicação e garra, motivando a concretização de mais este sonho. Você é um dos maiores incentivadores para que tudo isso acontecesse.

A minha irmã **Renata Furtado de Carvalho** pelo exemplo de leveza, alegria e paciência, ajuda fundamental para meu crescimento pessoal. Muito tenho aprendido com sua facilidade e habilidade de cativar as pessoas.

À minha noiva **Roberta Henriques de Azevedo** pelo amor, compreensão e companheirismo compartilhados durante esses anos, fundamentais na realização de mais um sonho. Não consigo imaginar a concretização deste sonho sem o seu incentivo e apoio incondicional.

Ao Prof. Tit. **Estevão Tomomitsu Kimpara** pela orientação na realização deste estudo e grandes ensinamentos transmitidos. Muito mais do que um orientador. Um grande amigo que me recebeu como jamais imaginaria ser recebido. Sempre muito solícito, atencioso e com uma palavra sábia a ser transmitida. Muito aprendi com o senhor nestes anos.

Ao Prof. Assist. **Tarcisio José de Arruda Paes-Junior** pela co-orientação e ensinamentos transmitidos durante meu curso de pós-graduação, exemplo de retidão e competência. Obrigado pela oportunidade de aprender a difícil e nobre arte da prótese.

À Prof.^a Adj. **Fabíola Pessoa Pereira Leite** pelo incentivo, oportunidades e atenção desprendida. Acompanhou e esteve presente durante meu desenvolvimento profissional desde a graduação, incentivando a busca por uma formação de excelência. A tenho com muito respeito, admiração e gratidão.

À grande amiga **Caroline Cotes Marinho** pela atenção, prestatividade e fundamental auxílio na realização de inúmeros trabalhos. Sempre atenciosa, me recebeu com muito carinho e foi uma grande parceira durante a Pós-graduação.

Aos professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese Total pela grande oportunidade de aprendizagem e convívio, sempre dispostos a ensinar. Muito aprendi com os senhores Prof.^a Assit. **Paula Carolina Komori de Carvalho**, Prof. Assit. **Rubens Nisie Tango**, Prof. Assit. **Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**, Prof. Assit. **Alexandre Luiz Souto Borges**, Prof. Assist. **Tarcisio José de Arruda Paes-Junior**, Prof. Tit. **Estevão Tomomitsu Kimpara**.

Aos professores do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora pelas oportunidades de aprendizagem e troca de experiências. Em especial ao Prof. Tit. **Marco Antônio Botino**, Prof.^a Pesq.^a **Renata Marques de Melo Marinho**, Prof. Col. **Rodrigo Othavio de Assunção e Souza**, Prof. Col. **Luiz Felipe Valandro**, Prof. Assit. **Fernando Eidi Takahashi**, Prof. Assit. **Nelson Luiz de Macedo**, Prof. Adj. **Carlos Rocha Gomes Torres**, Prof. Tit. **Clovis Pagani**.

Aos amigos do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora pelos momentos de convívio e troca de experiências. Em especial à **Carolina da Silva Machado Martinelli**, **Caroline Cotes Marinho**, **Vanessa Cruz Macedo**, **Marília Pivetta Rippe**, **César Dalmolin Bergoli**, **Pedro Henrique Corazza**, **Humberto Lago de Castro** e **Ronaldo Luís Almeida de Carvalho**.

Aos funcionários do Laboratório de Pesquisa de Materiais Dentários **Thaís Cachuté Paradella** e **Marcos Vestali**, pela prestatividade e constante colaboração.

A todos os funcionários do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos pelos momentos de convívio e pelos exemplos de prestatividade e atenção, participando ativamente do nosso dia a dia. Em especial à **Eliane Wenzel Barcellos Silveira**, **Lilian Maria de Almeida Vilela**, **Fernando Carlos Fontes**, **Marco Antonio Correa Alfredo**, **Reginaldo Goulart**, **Rosemary De Fatima Salgado**, **Bruno Shiguemitsu Marques Tanaka**, **Ivan Oliveira Damasceno**, **Carlos Alberto Guedes**.

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, em nome da Coordenadora Prof.^a **Marcia Carneiro Valera**, ao Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, em nome

do Diretor **Carlos Augusto Pavanelli** e à Universidade Estadual Paulista Julio de Mesquita Filho (UNESP), em nome do Reitor **Julio Cezar Durigan** por viabilizarem a realização desta e de várias outras pesquisas com qualidade e excelência.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pela bolsa concedida no período inicial do Doutorado, viabilizando a elaboração do projeto e o aprimoramento profissional.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)**, pela bolsa concedida, viabilizando o desenvolvimento do projeto e o aprimoramento profissional.

"Muitos dos fracassos da vida ocorrem com pessoas que não perceberam o quão perto estavam do sucesso no momento em que desistiram".

Thomas Edison

SUMÁRIO

RESUMO	11
ABSTRACT	13
1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	20
2.1 Cerâmicas à base de dissilicato de lítio: desempenho clínico e laboratorial	20
2.2 Os tratamentos das superfícies cerâmicas	35
2.3 Os agentes cimentantes	44
2.4 Simulação dos tecidos	64
3 PROPOSIÇÃO	68
4 MATERIAL E MÉTODO	69
4.1 Material utilizado	69
4.2 Delineamento do estudo	70
4.3 Preparo das bases em G-10	70
4.4 Preparo das coroas	75
4.5 Análise da espessura da película de cimento	79
4.6 Tratamento de superfície das bases em G-10	83
4.7 Tratamento de superfície das coroas	84
4.8 Cimentação das coroas	85
4.9 Ciclagem termomecânica	89
4.10 Análise da carga de fratura	90
4.11 Análise estatística	91
4.12 Análise topográfica	91
4.13 Análise fractográfica	92
4.14 Análise por elementos finitos	92
5 RESULTADOS	94
5.1 Análise estatística	94

5.2 Análise em microscópio eletrônico de varredura.....	94
5.3 Análise fractográfica.....	95
5.4 Análise por elementos finitos.....	100
6 DISCUSSÃO.....	101
7 CONCLUSÃO.....	111
8 REFERÊNCIAS	112

Carvalho RF. Efeito de protocolos de cimentação na carga de fratura para uma cerâmica de dissilicato de lítio [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.

RESUMO

Foi proposto avaliar a carga de fratura de restauração cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) submetida a diferentes protocolos de cimentação. Foram confeccionadas 70 bases de um material resinoso análogo à dentina (NEMA grade G10) simulando de maneira padronizada dentes preparados para coroa total (término em chanfro com paredes de 6 graus de convergência) e a anatomia da raiz. A porção radicular foi coberta com poliéster e incluída em poliuretano. Setenta coroas cerâmicas foram fabricadas pelo sistema CAD/CAM. Depois de avaliar a espessura do filme de cimento (técnica do cimento análogo) as coroas foram limpas em ultra-som com água destilada (5 min). Posteriormente, as coroas foram submetidas a diferentes protocolos de cimentação: **FZ**-cimento de fosfato de zinco; **IVMR**-cimento de ionômero de vidro modificado por resina; **RDCS**-ácido fluorídrico 5 % (20 s) + silano (1 min) + cimento resinoso dual; **RDCST**-ácido fluorídrico 5% (20 s) + silano (1 min) + tratamento térmico forno 100 °C (2 min) + cimento resinoso dual; **RDS**-silano (1 min) + cimento resinoso dual; **RDST**-silano (1 min) + tratamento térmico forno 100 °C (2 min) + cimento resinoso dual; **RAACS**-ácido fluorídrico 5% (20 s) + silano (1 min) + cimento resinoso auto-adesivo. Todas as amostras foram submetidas à ciclagem termomecânica (2.000.000 ciclos – 100 N, 4 Hz, 5 °C – 55 °C, tempo de permanência 60 s), com um pistão de aço inoxidável ($\varnothing=4\text{mm}$) no centro da superfície oclusal. O teste da carga de fratura foi realizado em uma máquina de ensaios universal ($v = 1 \text{ mm/min}$ à 37 °C em água destilada). Os dados de carga de fratura (N) foram submetidos aos testes ANOVA (um fator) e Tukey, com $\alpha = 0,05$. Realizou-se a análise de elementos finitos para verificação da distribuição das tensões na coroa. Por meio do microscópio eletrônico de varredura foram realizadas, em duas amostras de cada grupo, fotomicrografias representativas do tratamento de superfície. Para análise fractográfica, utilizou-se estereomicroscópio na classificação do tipo de fratura e correlação entre a carga de fratura e o número de fragmentos. O microscópio eletrônico de varredura foi utilizado, em duas coroas de cada grupo, para análise da origem de fratura. Foi observada diferença significativa entre os diferentes protocolos (MPa): **FZ** (1473 ± 41^A), **IVMR** (1213 ± 44^B); **RDCS** (1652 ± 24^C); **RDCST** (1702 ± 18^D), **RDS**

(1550 ± 38^E); **RDST** (1610 ± 23^C), **RAACS** (1619 ± 33^C). As fotomicrografias ilustram os diferentes padrões topográficos gerados pelos diferentes tratamentos e a origem da fratura localizada próxima à superfície de cimentação, na região da cúspide disto lingual. A análise de elementos finitos ilustra a distribuição das tensões máxima principal e von Mises, com acúmulo na região lingual na cúspide distal se propagando pelo sulco central sugerindo fraturas totais ou parciais ao longo desta região. Concluiu-se que protocolo de cimentação que apresentou os maiores valores de carga de fratura foi o condicionamento com ácido fluorídrico à 5%, seguido da aplicação do silano e tratamento térmico.

Palavras-chave: Cerâmicas. Ácido fluorídrico. Resistência de materiais.

Carvalho RF. Effect of cementation protocols for a load of fracture of lithium disilicate ceramics [Doctorate]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.

ABSTRACT

It was proposed to evaluate the load of fracture of a ceramic restoration-based lithium disilicate (IPS e.max CAD) submitted to different protocols cementation. 70 bases were made of a resin material similar to dentin (NEMA grade G10) to provide standardized preparations, machined to simulate a tooth prepared for full crown (ending Bevel with walls of 6 degrees of convergence) and the anatomy of the root. The root portion was covered with polyurethane poliétere included. Seventy ceramic crowns were fabricated by CAD / CAM system. After evaluating the film thickness of cement (cement analogue technique) crowns were cleaned with distilled water in ultra-som (5 min). Subsequently, the crowns were subjected to different protocols cementation: FZ-zinc phosphate cement; IVMR-ionomer resin modified glass; RDCS-hydrofluoric acid 5% (20 s) + silane (1 min) + dual resin cement, RDCST-hydrofluoric acid 5% (20 s) + silane (1 min) + heat treatment furnace 100 °C (2 min) + dual resin cement; RDS-silane (1min) + dual resin cement; RDST silane (1 min) + heat treatment furnace 100 °C (2 min) + dual resin cement; RAACS-hydrofluoric acid 5% (20 s) + silane (1 min) + self-adhesive resin cement. All samples were subjected to thermomechanical cycling (2,000,000 cycles - 100N, 4 Hz, 5 °C - 55 °C, dwell time 60 s), with a stainless steel piston ($\varnothing = 4$ mm) in the center of the occlusal surface. The fracture toughness test was performed in a universal testing machine ($v = 1$ mm/min at 37 °C in distilled water). Data fracture resistance (N) were subjected to ANOVA (one factor) and Tukey's test with $\alpha = 0.05$. We conducted a finite element analysis to check the distribution of the stresses on the crown. Through scanning electron microscopy were performed on two samples from each group, representative photomicrographs of surface treatment. For fractographic analysis, we used the stereo type of fracture classification and correlation between fracture load and the number of fragments. The scanning electron microscope was used in two crowns of each group to compare the origin of fracture. Significant difference was observed between the different protocols (MPa): FZ (1473 ± 41^A); IVMR (1213 ± 44^B); RDCS (1652 ± 24^C); RDCST (1702 ± 18^D); RDS (1550 ± 38^E); RDST (1610 ± 23^C); RAACS (1619 ± 33^C). The photomicrographs illustrate the different topographical patterns generated by the different treatments and the origin

of the near-surface cementation, on the cusp of this region located lingual fracture. The finite element analysis shows the distribuição the maximum principal and von Mises stresses, with accumulation in the distal lingual cusp region propagated throughout central sulcus suggesting partial or total fractures over this region. Was conclude that protocol showed the highest values of resistance was the hydrofluoric acid to 5 %, followed by application of silane and heat treatment.

Keywords: Ceramics. Hydrofluoric Acid. Material Resistance.

1 INTRODUÇÃO

Grande parte dos trabalhos restauradores estéticos apresentam as cerâmicas odontológicas como materiais de eleição, em virtude das propriedades que estas apresentam: alta resistência à compressão e abrasão, estabilidade química, biocompatibilidade, propriedades estéticas favoráveis, translucidez, fluorescência e coeficiente de expansão térmica próximo ao da estrutura dentária (Anusavice, 2005).

Dentre os diversos tipos de cerâmicas existentes, têm-se as cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio, que são constituídas por um vidro parcialmente cristalizado obtido a partir do crescimento controlado e nucleação de cristais na fase vítrea. Elas podem ser definidas como cerâmicas compostas por uma fase vítrea e pelo menos uma fase cristalina (Matinlinna, Vallittu, 2007). Foi demonstrado que estas cerâmicas apresentam notáveis propriedades mecânicas e são indicadas para uso em facetas, inlays, onlays, coroas totais e próteses fixas de até três elementos na região anterior e de pré-molares (Pekkan, Hekimoglu, 2009; Fabianelli et al., 2010).

Apesar das restaurações de cerâmica pura apresentarem vantagens, incluindo estética, biocompatibilidade, durabilidade e a capacidade de resistir a condições orais por um longo tempo sem apresentar alterações significativas clinicamente, estes materiais apresentam limitações (Cronin, Cagna, 1997; Bindl et al., 2006). O potencial de fraturas catastróficas, adaptação marginal inadequada, microinfiltração, e desgaste abrasivo dos dentes naturais antagonistas são consideradas algumas limitações (Attia, Kern, 2004). Vários fatores são capazes de afetar as propriedades mecânicas finais e os valores de

resistência à fratura de coroas totalmente cerâmicas, dentre eles a técnica de fabricação, o acabamento da superfície das coroas (Chen et al., 1998), o método de cimentação e as condições de armazenagem antes de submetê-las à fratura (Tinschert et al., 2000).

O aumento da resistência à fratura dos sistemas cerâmicos sem reforço metálico foi obtido pela adição de componentes químicos, tais como óxido de alumina, óxido de silício alumino fosfato, e dissilicato de lítio (Drummond et al., 2000). O uso rotineiro de coroas livres de metal tem resultado em um número crescente de restaurações fraturadas, apesar do uso das restaurações reforçadas (Bello, Jarvis, 1997).

Os resultados de estudos clínicos fractográficos de falhas de coroas cerâmicas (Quinn et al., 2005, Kelly et al., 1989) incorporados a estudos de elementos finitos analisando a distribuição de tensões em coroas totalmente cerâmicas (Anusavice, Hojjatie, 1992) demonstraram que, em função, as superfícies de união dessas restaurações podem ser submetidas a altas tensões e frequentemente se tornam local de fraturas e falhas.

Propriedades mecânicas, geometria e espessura do material restaurador podem influenciar diretamente na distribuição das tensões no complexo dente/restauração (Asmussen et al., 2005). Para maior padronização das coroas e preparos e minimizar possíveis influências decorrentes das formas e volumes dos dentes naturais, materiais análogos à dentina, como o G-10 (NEMA G-10 International Paper, EUA), podem ser utilizados (Kelly et al., 2010).

A longevidade das restaurações cerâmicas se vincula a procedimentos de cimentação adequados, os quais são dependentes de fatores como: a composição dos materiais cerâmicos, tratamentos de superfície e agentes cimentantes (Della Bona et al., 2000; Matinlinna, Vallittu, 2007). O tratamento da superfície não é padrão para todos os tipos de cerâmicas, ou seja, um tratamento que permite melhores

resultados de resistência de união de uma cerâmica aos diferentes cimentos pode não permitir o mesmo resultado a outra cerâmica com composição química distinta (Bottino et al., 2009).

As cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio são classificadas como cerâmicas ácido-sensíveis, ou seja, sofrem degradação da superfície pelo ácido fluorídrico criando um padrão topográfico que favorece a retenção micromecânica (Attia, Kern, 2004). O condicionamento com ácido fluorídrico altera de forma significativa a morfologia superficial desse tipo de cerâmica, promovendo irregularidades na superfície pela dissolução seletiva da matriz vítrea que é representada por microporos retentivos, fendas e sulcos na superfície da cerâmica condicionada (Meyer-Filho et al., 2004).

O ácido fluorídrico é um material que apresenta composição extremamente cáustica (Brentel et al., 2007), o que faz com que o seu uso na clínica odontológica seja realizado com muita cautela para não causar danos na cavidade bucal do paciente. Para evitar o uso do condicionamento com ácido fluorídrico da restauração cerâmica, previamente à cimentação adesiva, sugere-se, atualmente, a realização do tratamento térmico do silano. Após a silanização da restauração protética, a mesma é levada a um forno por 2 min a 100 °C (de Carvalho et al., 2011). Este tratamento possibilita a eliminação de água, álcool e outros bioprodutos da superfície cerâmica silanizada, além de ajudar a completar a reação de condensação entre a sílica e o silano, promovendo a formação de uma ligação covalente na interface cerâmica-silano, tornando-a, desse modo, mais efetiva e resistente (Fabianelli, et al. 2010; Hooshmand et al., 2002; Moharamzadeh et al., 2008).

A cimentação de uma restauração protética é o último passo operatório após uma série de procedimentos tais como: preparo dentário, afastamento gengival, moldagem, obtenção do modelo de trabalho e etapas laboratoriais de confecção da restauração. Antes da cimentação adesiva, recomenda-se o uso de substâncias químicas como

o silano, um monômero composto de radicais orgânicos reativos e grupos monovalentes hidrolisáveis, que propicia união química entre a fase inorgânica da cerâmica e a fase orgânica do agente de união aplicado sobre a superfície cerâmica por meio de uniões siloxanas (Brentel et al., 2007; Della Bona, Anusavice, 2002). A união química promovida pelo agente silano é o principal mecanismo de adesão de cerâmicas feldspáticas a cimentos resinosos. Soma-se a isso, o fato do silano aumentar a energia de superfície do substrato cerâmico e melhorar o molhamento do cimento, otimizando a interação microscópica entre este e a cerâmica (De Goes, 1998). A efetividade do agente silano pode variar de acordo com a marca comercial e com a forma e o tempo de armazenagem do produto, devido à sua instabilidade química (Matinlinna, Vallittu, 2007).

Os cimentos resinosos apresentam menor solubilidade no meio bucal, maior resistência à flexão, estética favorável e melhor efetividade de união a diferentes substratos quando comparados a agentes cimentantes de reação ácido-base (Bottino et al., 2009). Os cimentos resinosos são compostos por uma matriz de Bis-GMA (Bisfenol A-glicidil metacrilato) ou UEDMA (uretano dimetacrilato) em combinação com outros monômeros de menor peso molecular, como o TEGDMA (tri-etileno glicol dimetacrilato). A adição de grupamentos funcionais hidrófilos, HEMA (hidroxietil metacrilato) e 4-META (4-metacriloxietil trimelitano anidro), modificou a composição orgânica do cimento resinoso e possibilitou a união com a estrutura dentária. Existem no mercado vários tipos de cimentos resinosos com composições variadas. Estes materiais são basicamente, resina composta com viscosidade adequada para a cimentação, podendo apresentar reação de polimerização ativada por luz, química ou por ambas as formas (De Goes, 1998). Cimentos resinosos que apresentam monômeros-fosfatados MDP (10-methacriloxidecil dihidrogenofosfato) em sua composição apresentam

capacidade de união a óxidos, o que propicia maior união entre o cimento e o material de confecção da restauração protética.

Diante do exposto, é possível pensar na possibilidade de desenvolvimento de um novo protocolo de cimentação, através da eliminação do condicionamento com ácido fluorídrico, o que poderia vir a tornar a cimentação destas restaurações cerâmicas mais segura tanto para o paciente quanto para o profissional, além de tornar o procedimento de cimentação mais simples, uma vez que, um dos passos clínicos, no caso, o condicionamento com ácido fluorídrico, seria eliminado.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Cerâmicas à base de dissilicato de lítio: desempenho clínico e laboratorial

A cerâmica à base de dissilicato de lítio usinada pelo sistema CAD/CAM (IPS e.max CAD) é indicada para *inlays*, *onlays*, coroas parciais, coroas anteriores e posteriores, próteses fixas de três elementos anteriores ou de pré-molares, e restaurações implantossuportadas. Estas podem atingir uma resistência mecânica de 360 MPa em coroas totais unitárias (Tysowsky, 2009).

Propriedades mecânicas, técnicas de fabricação, agentes de cimentação e condições intra-orais são fatores primários diretamente relacionados à longevidade de coroas cerâmicas livres de metal. Attia e Kern (2004) analisaram a influência da ciclagem termomecânica e dos agentes de cimentação na resistência mecânica de dois sistemas de coroas cerâmicas. Noventa e seis pré-molares humanos foram preparados para coroas totalmente cerâmicas com os seguintes critérios de preparo: 6° conicidade axial, 1,5 mm término em ombro arredondado, 2 mm redução oclusal, e altura ocluso-gengival de 5 mm. Dezesesseis pré-molares sem preparo serviram como controle. Quarenta e oito coroas foram fabricadas laboratorialmente em vitrocerâmica de dissilicato de lítio (IPS-Empress 2), enquanto 48 coroas foram fabricadas diretamente em sistema CAD-CAM (Cerec 3) utilizando uma cerâmica reforçada com leucita (ProCAD). Três agentes de cimentação (Panavia F, Superbond C & B e ProTec CEM) foram utilizados para cimentação (n = 16). Após 1 semana de armazenagem em água, metade dos espécimes de cada subgrupo (n = 8) foram ciclados mecânicamente (600.000 ciclos) e

termicamente (58 °C/4 °C, durante 60 s). Todos os espécimes foram testados em uma máquina de ensaios universal com a carga de compressão (1,2 Hz, 49 N, componente lateral de 0,3 mm) aplicada ao longo do eixo da amostra a uma velocidade de 1 mm/min até a fratura. O teste de Kruskal-Wallis foi utilizado primeiro para detectar a significância global, seguido pelo testes de Mann-Whitney U para identificar quais pares de grupos apresentaram diferenças significativas ($p = 0,05$). Foi constatado que a ciclagem gerou diminuição significativa na carga de fratura das coroas ProCAD cimentadas com Superbond C & B de 987 para 786 N ($p = 0,014$) e as cimentadas utilizando ProTec CEM de 914 para 630 N ($p = 0,007$). Além disso, a carga à fratura das coroas Empress 2 cimentadas utilizando ProTec CEM diminuíram significativamente de 977 para 622 N ($p = 0,013$). No entanto, a ciclagem não diminuiu a carga de fratura de coroas cimentadas utilizando o cimento Panavia F, Empress 2 ($p = 0,431$) e PROCAD ($p = 0,128$). Mesmo com a utilização da ciclagem, não houve diferenças significativas na carga de fratura das coroas ProCAD e Empress 2 ($p > 0,05$). Foi possível concluir com este estudo que a ciclagem reduziu a carga de fratura de coroas ProCAD cimentadas com Superbond C&B e ProTec CEM e coroas Empress 2 cimentadas com ProTec CEM.

Quinn et al. (2005), realizaram um estudo com intuito de desenvolver técnicas para analisar falhas fractográficas de três coroas totalmente cerâmicas fraturadas. Foram analisadas três coroas totalmente cerâmicas de diferentes sistemas. Os sistemas incluíam uma cerâmica de cobertura aplicada a um coping de alumina isostaticamente prensada a frio, injeção em modelos de alumina/alumina-magnésia espinélio, e dissilicato de lítio prensado a quente. A topografia da superfície foi examinada pelas características fractográficas clássicas (“compression curl”, “cone cracks” e “wake hackle”), utilizando microscopia óptica e microscopia eletrônica de varredura de forma independente, bem como um exame de grupo por quatro especialistas em fractografia. Todas as

três restaurações exibiram muitas características fractográficas comuns. O mais importante das quais foram as “wake hackle”. “Wake hackle” ocorrem quando uma rachadura se propaga para frente a partir de uma pequena bolha ou descontinuidade em um material frágil, deixando um rastro. Este estudo indica que as análises fractográficas podem ser produtivas e realizadas em falhas de coroas totalmente cerâmicas. O exame óptico sob baixa incidência de luz e o mapeamento de “wake hackle” foram desenvolvidos como técnicas promissoras. As tensões em arco foram apontadas como uma preocupação nas três amostras estudadas, e devem ser consideradas quando se analisam falhas de coroas totalmente cerâmicas.

Marquardt e Strub (2006), em estudo clínico prospectivo, avaliaram as taxas de sobrevivência de coroas e próteses parciais fixas (PPF) cerâmicas em IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent), após período de observação de até 5 anos. Quarenta e três pacientes (19 mulheres e 24 homens) foram incluídos no estudo. Os pacientes foram tratados com total de 58 restaurações adesivas de IPS Empress 2. Total de 27 coroas unitárias foram colocadas nos molares e pré-molares, e 31 próteses parciais fixas de três unidades foram colocadas na região anterior e de pré-molares. Exames clínicos para acompanhamento foram realizados aos 6, 12, 24, 36, 48 e 60 meses após a instalação. A análise estatística dos dados foi realizada utilizando o método de Kaplan-Meier. Resultados dos 50 meses de análise (intervalo interquartil, 33-61 meses) mostrou que a taxa de sobrevivência foi de 100% para coroas e 70% para próteses. Foram observadas seis falhas que ocorreram exclusivamente nas unidades de próteses parciais fixas. As fraturas foram registradas em três unidades de próteses parciais fixas em que as dimensões do conector não cumpria as especificações do fabricante. Apenas uma prótese parcial fixa exibiu uma fratura irreparável, e duas próteses mostraram evidências de falhas biológicas. A precisão dos parâmetros de ajuste e estética foram clinicamente satisfatória para coroas e próteses. Os resultados dos 5

anos de avaliação clínica sugerem que o IPS Empress 2 é um material cerâmico apropriado para a fabricação de coroas unitárias. Em virtude das reduzidas taxas de sobrevivência, condições estritas devem ser consideradas antes da utilização do IPS Empress 2 para a fabricação de próteses parciais fixas de três unidades.

Pjetursson et al. (2007), realizaram uma revisão sistemática com objetivo de avaliar as taxas de sobrevida após 5 anos de coroas cerâmicas unitárias e compará-las com as taxas de sobrevivência de coroas metalo-cerâmicas, descrevendo a incidência de complicações biológicas e técnicas. Foi realizada a pesquisa em dois sistemas eletrônicos: Medline e Dental Global Publication Research System e foi complementada por uma busca manual realizadas para identificar estudos potenciais retrospectivos de coorte com coroas cerâmicas e metalo-cerâmicas com tempo de pelo menos 3 anos de acompanhamento. Avaliação, identificação e captação de dados dos estudos foi realizada por dois revisores de forma independente. As taxas de falhas anuais foram analisadas utilizando o padrão e o modelo de regressão aleatória de Poisson para obter as estimativas de sobrevivência. A pesquisa apresentou 3473 títulos e 177 resumos. Foi realizada a análise completa de 86 artigos, resultando em 34 estudos que preencheram os critérios de inclusão. Na meta-análise, a sobrevivência de 5 anos de todas as coroas cerâmicas foi estimada em 93,3% (intervalo de confiança - IC) e 95,6% para coroas metalo-cerâmicas. As coroas totalmente cerâmicas também foram analisadas de acordo com o material utilizado. Coroas em alumina densamente sinterizada (Técnica Procera) mostraram a maior taxa de sobrevida em 5 anos (96,4%), seguida pelas vitrocerâmicas reforçadas (Técnica Empress) e pela InCeram com taxas de sobrevida de 95,4% e 94,5%, respectivamente. A taxa de sobrevivência significativamente menor (87,5%) foi encontrada para coroas vitrocerâmicas após 5 anos. As coroas também foram agrupadas e analisadas quanto à posição na boca. Todos os quatro tipos de coroas totalmente cerâmica apresentaram

menores taxas de sobrevivência quando posicionadas nos dentes posteriores. Além disso, as coroas vitrocerâmicas (84,4%) e InCeram (90,4%) apresentaram diferença estatística significativa ($p = 0,028$). Com base na revisão sistemática, pode-se concluir que coroas totalmente cerâmicas, quando utilizada para dentes anteriores, apresentaram taxas de sobrevivência em 5 anos comparáveis aos valores observados para coroas metalo-cerâmicas. Quando utilizadas para dentes posteriores, a taxa de sobrevivência em 5 anos das coroas em alumina densamente sinterizada (94,9%) e vitrocerâmicas (93,7%) foram semelhantes aos valores obtidos para coroas metalo-cerâmicas. Além disso, menores taxas de sobrevivência de 90,4% e 84,4% pode ser observada para coroas InCeram e vitrocerâmicas quando utilizadas para pré-molares e molares.

Heintze et al. (2008), compararam a frequência de falhas (fraturas completas ou parciais) de coroas de molares feitos em dois materiais totalmente cerâmicos diferentes durante a carga dinâmica em um simulador de mastigação, bem como a carga de fratura quando submetida a uma carga estática, utilizando diferentes protocolos de cimentação. Foram confeccionadas 144 coroas de molares com as cerâmicas IPS Empress e um material experimental com alta translucidez (IPS e.max Press), que foram cimentadas em pilares de PMMA usinados em CAD/CAM (primeiro molar inferior com chanfro circular). Foram utilizados o cimento resinoso (Variolink) ou o cimento de ionômero de vidro (Vivaglass PF). Todas as coroas foram submetidas a três diferentes protocolos de carga ($n = 12$) e dois perfis de força (sinusoidal, retangular) em um simulador de mastigação pneumático com uma esfera de aço ($\varnothing 8$ mm) e submetidos à termociclagem simultaneamente ($5\text{ }^{\circ}\text{C} - 55\text{ }^{\circ}\text{C}$). Depois de cada fase as coroas foram avaliadas quanto à presença de fraturas ou rachaduras. Após o ensaio dinâmico, as coroas que não falharam foram submetidas à compressão de carga até a fratura completa em uma máquina de ensaio universal. Como grupos controle, as coroas que não receberam carga também foram submetidas ao teste de carga de

fratura. Os testes ANOVA um fator e Tukey foram utilizados para os resultados de carga de fratura e ANOVA dois fatores foi realizado durante a transformação logarítmica dos dados. Análise de Weibull foi calculada para os valores de resistência à fratura. Foram constatadas 9 fraturas completas e 3 parciais para as coroas IPS Empress. Foi constatado aumento significativo das fraturas quando o perfil de força sinusoidal foi aplicada em comparação com um perfil de força retangular ($p < 0,05$). Não foram constatadas fraturas para coroas IPS e.max Press. O teste ANOVA dois fatores mostrou que o protocolo de cimentação utilizado apresenta influência significativa sobre a carga de fratura de ambos os materiais. Constatou-se também que a carga aplicada teve um efeito significativo sobre a carga de fratura das coroas Empress, mas não para coroas IPS e.max Press. A análise de Weibull revelou uma maior dispersão dos dados para coroas submetidas à carga dinâmica em comparação aos grupos controle.

Valenti e Valenti (2009), realizaram um estudo retrospectivo e avaliaram o desempenho clínico e a sobrevivência em longo prazo de uma cerâmica vítrea à base de dissilicato de lítio. Foram analisadas restaurações de cerâmica pura em dentes anteriores e posteriores ao longo de um período de 10 anos. Foram utilizadas 261 coroas de dissilicato de lítio (IPS Empress 2) no estudo, incluindo 101 anteriores (38,7%) e 160 posteriores (61,3%), cimentadas utilizando a técnica adesiva de três passos. Todas as peças protéticas foram condicionadas com ácido fluorídrico a 5% por 60 s, lavadas com spray de água-ar e em seguida foi aplicado o agente de união silano (Monobond-S). O mesmo operador realizou todas as etapas do tratamento, desde o preparo dental à cimentação da peça protética. Os dados foram analisados utilizando o método de Kaplan-Meier. A avaliação clínica adotou os critérios da Associação Odontológica da Califórnia modificada em alguns critérios. Todos os pacientes foram avaliados entre janeiro e maio de 2008. Seis coroas falharam e foram substituídas, quatro devido

ao lascamento e duas devido à fratura da infraestrutura. A taxa de sobrevida global foi de 95,5%. Nesta avaliação retrospectiva, as restaurações cerâmicas de dissilicato de lítio tiveram uma baixa taxa de falhas clínicas até 120 meses de acompanhamento.

Todorović et al. (2010), realizaram um estudo com objetivo de determinar a precisão de coroas cerâmicas feitas pelo método de digitalização óptica Cerec[®] 3D. Foram realizados três grupos experimentais de coroas cerâmicas em cuja fabricação foram utilizados três métodos de varredura para o sistema Cerec[®] 3D. O grupo controle consistiu de coroas metalo-cerâmicas. A precisão de adaptação das coroas foi examinada através da medição do tamanho da fenda marginal entre a borda de coroas e término marginal por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Foi constatado, que existe uma diferença na precisão das coroas feitas pelo sistema Cerec[®] 3D. O nível mais alto de precisão foi gravado no grupo de coroas feitas pela técnica de digitalização óptica extraoral superficial ($31,64 \pm 9,45 \mu\text{m}$), já as coroas feitas pela técnica de digitalização óptica intra-oral superficial apresentou menor nível de precisão ($50,27 \pm 31,50 \mu\text{m}$). O valor da adaptação marginal de coroas feitas pela técnica de varredura a laser extraoral por ponto foi ($102,58 \pm 31,23 \mu\text{m}$). O estudo concluiu que as coroas cerâmicas feitas pelo sistema Cerec[®] 3D por scanners ópticos mostraram alto nível de precisão e aceitável adaptação clínica.

O desenvolvimento da ciência dos materiais cerâmicos levou a melhorias nas propriedades físicas, que acarretam no aumento substancial da utilização clínica de restaurações de cerâmica pura. Fasbinder et al. (2010), avaliaram o desempenho clínico de coroas cerâmicas de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD). Foram confeccionadas 62 coroas de dissilicato de lítio através de um sistema CAD/CAM (CEREC 3), estas foram cimentadas com dois tipos de cimentos resinosos autoadesivos (Multilink Automix e Cimento experimental). Todas as peças foram condicionadas com ácido fluorídrico a 4,9% durante 20 s, lavados

com jato de ar/água e posteriormente foi aplicado o agente de união silano (Monobond-S). Dois examinadores utilizaram os critérios modificados para avaliação de coroas do serviço de saúde pública dos Estados Unidos das Américas, avaliando seis meses, um ano e dois anos após a cimentação. Não foram observados casos clínicos de lascamento ou fratura das coroas. Não foi relatada sensibilidade em um ou dois anos após a cimentação para os cimentos utilizados. Para a descoloração marginal, o percentual Alfa da pontuação foi de 86,9 para as coroas cimentadas com Multilink Automix. Todas as outras contagens percentuais para Alfa foram maiores do que 92, indicando que não houve alteração significativa das coroas após dois anos de uso. Os resultados demonstraram bom desempenho das coroas de dissilicato de lítio após dois anos de uso clínico, indicando que as coroas monolíticas processadas pelo sistema CAD/CAM podem ser uma opção eficaz para coroas cerâmicas de dentes posteriores.

Guess et al. (2010), analisaram o comportamento de resistência à fadiga e a confiabilidade de um sistema monolítico CAD/CAM à base de dissilicato de lítio e um sistema de dupla camada com infraestrutura de zircônia CAD/CAM e cobertura de cerâmica leucítica (IPS e.max Ceram) aplicada pela técnica da estratificação. Um molar inferior foi prototipado e utilizado como modelo mestre. Foram confeccionadas coroas monolíticas de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, n = 19) e coroas de dupla camada com infraestrutura de zircônia e cerâmica leucítica de cobertura (IPS e.max ZirCAD/Ceram, n = 21). As coroas foram cimentadas (Multilink Automix) a uma base de compósito semelhante à dentina (Tetric EvoCeram). As coroas foram submetidas à fadiga deslizando lingualmente uma ponta (r = 3,18 mm) 0,7 mm baixo da cúspide disto-vestibular usando três diferentes perfis de estresse *step-estresse*, até a ocorrência da falha. As falhas foram determinadas como um lascamento ou fratura da coroa. Quando nenhuma falha ocorreu utilizando cargas elevadas (> 900 N), o método de ensaio *staircase* foi

utilizado. Foram calculadas curvas de nível de estresse de probabilidade e confiabilidade. As coroas de dupla camada apresentaram lascamentos da cerâmica de cobertura para realização de 100.000 ciclos a uma carga de 200 N. Nenhuma das coroas monolíticas de dissilicato de lítio falhou durante a etapa de fadiga *step-estresse* (180.000 ciclos, 900 N) e também sobreviveram ao método de fadiga *staircase* (1.000.000 ciclos, de 100 a 1.000 N). Os resultados demonstraram um limiar de carga de fratura entre 1100 e 1200 N para a cerâmica de dissilicato de lítio. Com base nos achados de fadiga, a utilização do sistema CAD/CAM para coroas monolíticas de dissilicato de lítio resultou em elevada resistência à fadiga, enquanto a utilização de coroas de dupla camada com infraestrutura de zircônia e cobertura com cerâmica leucítica revelou efeito negativo da ciclagem, com presença de lascamentos prematuros.

Reich et al. (2010), desenvolveram um estudo prospectivo com objetivo de avaliar o desempenho clínico de coroas cerâmicas, durante um período de 24 meses. Quarenta e uma coroas posteriores de uma cerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD LT) foram usinadas e cimentadas em 34 pacientes utilizando um sistema CAD/CAM (Cerec 3D system; versão 2.9, Sirona). As coroas foram avaliadas no início e após 6, 12 e 24 meses de acordo com as normas e critérios do sistema público de saúde dos Estados Unidos das Américas. Após 2 anos, todas as coroas foram reexaminadas (n = 39). A margem de quase 95% das coroas foi classificada como "suficiente" ou melhor. Contato proximal foi classificado como "suficiente" porque o espaço entre a coroa e o dente adjacente mostrou uma largura superior a 100 µm, mas não apresentou impactação alimentar. No início do estudo, um paciente apresentou graves reclamações que foram eliminadas com a remoção de um contato prematuro. Uma coroa exibiu cáries secundárias e o tratamento foi realizado. Dentro do período de observação, as coroas revelaram um bom desempenho, satisfazendo clinicamente as necessidades.

Campos et al. (2011), analisaram através de um estudo laboratorial a carga e o padrão de fratura de coroas cerâmicas através da utilização de elementos finitos e análise fractográfica. Seis grupos ($n = 8$) com diferentes sistemas de coroas foram comparados: metalocerâmica convencional (Noritake) (CMC); metalocerâmica modificada (Noritake) (MMC); cerâmica reforçada com dissilicato de lítio (IPS Empress II) (EMP); cerâmica reforçada com leucita (Cergogold) (CERG); cerâmica de flúor-apatita reforçada com leucita (IPS d.Sign) (SIGN) e coroas em polímero (Targis) (TARG). A padronização dos preparos para as coroas foi realizada em raízes de dentes bovinos contendo pinos metálicos em NiCr e núcleos em resina. As coroas foram confeccionadas de acordo com as cerâmicas listadas, cimentadas com um cimento resinoso dual, e submetidas a cargas de compressão em uma máquina de ensaios universais (0,5 mm/min). Os dados foram submetidos à análise de variância e teste de Tukey, e os espécimes fraturados foram inspecionados visualmente sob um estereomicroscópio (20x) para determinar o tipo de fratura. As distribuições de tensão máxima principal foram calculadas utilizando análise de elementos finitos, e a correlação entre origem e tipo de fratura foi determinada utilizando fractografia. Os valores médios da carga de fratura (N) para todos os grupos foram: CMC: 1383 ± 298 (a); MMC: 1691 ± 236 (a); EMP: 657 ± 153 (b); CERG: 546 ± 149 (ac); SIGN: 443 ± 126 (c); TARG: 749 ± 113 (b). Os resultados estatísticos mostraram significativa diferença entre os grupos ($p < 0,05$). As coroas metalocerâmicas apresentaram cargas de fratura significantivamente superior aos outros grupos. Os espécimes cerâmicos apresentaram alta incidência de fraturas envolvendo o núcleo ou o dente, e todas as fraturas dos espécimes de coroas em polímeros envolvidas resultaram em falhas catastróficas dos dentes. Com base na análise por elementos finitos e fractografia, determinou-se que a fratura ocorreu da oclusal para a direção cervical. Concluiu-se que o uso de coroas cerâmicas e em polímeros sem reforço do núcleo devem ser

cuidadosamente avaliado antes do uso clínico devido à alta incidência de falhas com o envolvimento dos dentes. Concentrações de altas tensões foram encontradas ao redor e entre os pontos de carregamento oclusal. A análise fractográfica indicou fraturas provenientes do ponto de aplicação da carga e propagação da superfície oclusal para a área cervical, que é a direção oposta da observada em situações clínicas.

Chu (2012), realizou uma revisão literária a respeito das cerâmicas à base de dissilicato de lítio, discutindo características e indicações. Descreveu a rica história que as cerâmicas apresentam na Odontologia, desempenhando papel fundamental no fornecimento da aparência natural das restaurações. Desde as primeiras aplicações das cerâmicas em coroas 3/4, para as cerâmicas vítreas reforçadas com leucita da década de 1990, à 3ª geração com um novo material monolítico à base de dissilicato de lítio. Neste artigo de revisão, dois casos que ilustram são apresentados. Duas restaurações, uma parcial e uma coroa total utilizando cerâmica à base de dissilicato de lítio. São descritos estudos onde as características mecânicas das cerâmicas (IPS e.max CAD), apresentando valores de resistência à flexão entre 360 e 400MPa para restaurações CAD e prensadas, respectivamente. Em estudos *in vitro* de restaurações unitárias utilizando testes de fadiga, foram apresentados resultados onde não foram constatadas falhas após 180.000 ciclos a uma carga de 900 N. Dados de 2 a 8 anos de estudos clínicos apresentaram taxas de 50% a 93% de sobrevida e sugerem que mais pesquisas sejam desenvolvidas nesta área.

Cortellini e Canale (2012) desenvolveram estudo clínico com objetivo de apresentar os resultados de curto prazo de uma nova abordagem minimamente invasiva utilizando coroas totais monolíticas de dissilicato de lítio. Foram preparados 235 dentes para coroa total, 136 anteriores e 99 posteriores. Os preparos envolviam um mínimo de desgaste com intuito de proporcionar um espaço mínimo sobre as paredes verticais de 0,3 mm na margem, de 0,5 mm ao longo as paredes

axiais, e um espaço oclusal de 1 a 1,5 mm para assegurar resistência suficiente para restauração. As técnicas de confecção das restaurações monolíticas foram CAD-CAM ou prensagem. As restaurações foram individualizadas com intuito de obter caracterização estética e união necessária aos pilares naturais para a cimentação adesiva (Variolink Veneer) ou para os casos com preparos intrasulculares, cimentação adesiva simplificada com um sistema adesivo dual (Automix Multilink). O interior da superfície da restauração foi condicionado com ácido fluorídrico 5% por 20 s e silanizada antes da aplicação do cimento. Dos 235 elementos tratados, apenas uma restauração em molar fraturou após 3 anos de uso. Não foram observadas complicações biológicas ou técnicas. Foi concluído que este procedimento pode ser considerado mais uma opção para o tratamento conservador restaurador de elementos individuais em que uma coroa completa seja necessária.

Gehrt et al. (2013), avaliaram, em estudo prospectivo, o resultado clínico de coroas totalmente cerâmicas a base de dissilicato de lítio (IPS e.max Press) para dentes anteriores e posteriores. O total de 104 coroas unitárias foram colocadas em 41 pacientes (idade média, $34 \pm 9,6$ anos; 15 homens, 26 mulheres). Oitenta e duas coroas anteriores e 22 posteriores foram confeccionadas. Todos os dentes receberam preparo em chanfro ou ombro arredondado de 1mm de largura com redução oclusal/incisal de 1,5-2,0 mm. A menor espessura da infraestrutura foi de 0,8 mm. Sobre as infraestruturas foi estratificado um material cerâmico experimental. Considerando as condições dos pilares individualmente, as coroas foram cimentadas adesivamente (69,2%) ou com cimento de ionômero de vidro (30,8%). Foram realizadas consultas 6 meses após a cimentação e posteriormente anualmente. A substituição da restauração foi definida como fracasso. Quatro pacientes (10 coroas) foram definidos como desistentes. Para as 94 coroas restantes, o tempo médio de observação foi 79,5 meses, variando de 34 -109,7 meses. A taxa de sobrevivência de acordo com teste de Kaplan-Meier foi de 97,4% depois

de 5 anos e 94,8% após 8 anos. Foi demonstrado que a localização da coroa não influenciou significativamente na taxa de sobrevivência ($p = 0,74$) e que o modo de cimentação não influenciou significativamente na ocorrência de complicações ($p = 0,17$). A utilização de coroas de dissilicato de lítio como material para infraestrutura individuais demonstrou ser uma opção de tratamento confiável, independentemente da utilização de uma cimentação adesiva ou com ionômero de vidro, quando os pré-requisitos do pilar são considerados.

Lin et al. (2012), apresentaram um protocolo de tratamento com restaurações de dissilicato de lítio processadas pelo sistema CAD/CAM, onde o processo de fabricação é proposto para a restauração de dentes na zona estética. A técnica envolve a inserção do ensaio das restaurações na fase pré-cristalizada, o que permite a verificação da adaptação marginal e avaliação da adaptação interna e do plano estético global para garantir um resultado clínico ótimo para as restaurações definitivas. Além disso, esse procedimento permite que a maioria dos ajustes para a cerâmica de dissilicato de lítio seja feito antes da cristalização, minimizando os danos potenciais subsuperficiais para as restaurações definitivas. A realização de ajustes induz tensões sobre a restauração cerâmica, podendo reduzir a resistência das restaurações.

Estudo clínico prospectivo desenvolvido por Reich e Schierz (2013), avaliou o desempenho de coroas cerâmicas após 48 meses de uso. Foram confeccionadas quarenta e uma coroas totais posteriores em dissilicato de lítio (e.max CAD LT) pelo sistema CAD/CAM. Estas foram instaladas em trinta e quatro pacientes. Aleatoriamente, foi selecionada uma coroa por paciente para avaliação inicial, após 6, 12, 24, 36, e 48 meses de acordo com os critérios do serviço de saúde pública dos Estados Unidos das Américas. Após período médio de observação de 51 meses (mínimo-48 meses; máximo-56 meses, $DP \pm 2,3$ meses), 29 coroas foram disponibilizadas para reavaliação. Durante o período de observação, uma falha ocorreu devido à fratura de uma coroa após 2,8

anos de uso. Quatro dentes pilares revelaram sinais de complicações biológicas: dois dentes pilares sofreram modificação quanto à percepção da sensibilidade positiva para negativa nos primeiros treze meses; dois dentes pilares apresentaram lesão cariiosa abaixo da margem da coroa, um no vigésimo quarto mês, e outro após o controle de 48 meses. Ambos os pilares foram restaurados na região cervical com resina composta. A taxa de restaurações livres de falha foi de 96,3% após 4 anos de acordo com Kaplan-Meier (CI: limite superior, 4,4 anos; limite inferior, 4,7 anos). Foi possível concluir que, devido ao fato das lesões cariosas secundárias não surgirem como resultado de uma imprecisão das margens da coroa e as complicações endodônticas se apresentarem em um intervalo normal, o desempenho clínico das coroas foi completamente satisfatório. A relevância clínica do estudo está na possibilidade de recomendação das coroas de dissilicato de lítio confeccionadas pelo sistema CAD/CAM.

Schaefer et al. (2013), analisaram uma nova técnica de digitalização tridimensional para investigar o efeitos que as técnicas de moldagem de um só passo e dois passos podem ter sobre o ajuste tridimensional de coroas parciais cerâmicas. Um modelo deacrílico de um primeiro molar inferior foi preparado para receber uma coroa parcial de cerâmica pura (preparo onlay mésio-oclusal-distal com redução de todas as cúspides e término em ombro arredondado). As réplicas foram confeccionadas em gesso tipo IV com base nas moldagens em passo único com uma viscosidade (OS/SV), em passo único com dupla viscosidade (OS/DV), em passo duplo com dupla viscosidade (TS/DV). Cinco coroas parciais, com 1,5 mm de espessura oclusal, foram confeccionadas pelo método da injeção a quente, utilizando cerâmica de dissilicato de lítio. O preparo foi realizado e digitalizados utilizando um scanner de luz branca sem contato com auto-calibração óptica (Incerteza de medição total de < 5 mm). Os dados foram digitalizados em um software de inspeção de qualidade que sobrepõe os registros, onde foram calculadas as discrepâncias para cada pixel, e um código de cores foi

utilizado para auxiliar a visualização. Além disso, as médias de desvio quadrático (RMS) foram calculadas e analisadas estatisticamente por ANOVA (um fator). O teste de Scheffe foi aplicado para comparações múltiplas ($\alpha = 0,05$). A média RMS de valores marginais (interno) para as superfícies foram: OS/SV (70 ± 20) μm , OS/DV (78 ± 34) μm , e TS/DV (107 ± 52) μm . Diferenças entre técnicas de impressão foram estatisticamente significativas $p = 0,006(0,001)$. Foi concluído que OS/SV e OS/DV resultaram em discrepâncias marginais e internas significativamente inferiores do que TS/DV. A adaptação marginal e interna de coroas parciais de dissilicato de lítio depende da técnica de moldagem empregada. A técnica de um passo é preferida em relação à de dois passos em muitas situações clínicas, especialmente para a fabricação de restaurações de coroas parciais.

Guess et al. (2013), realizaram estudo clínico prospectivo de boca dividida com objetivo de investigar o desempenho de longo prazo de restaurações parciais cerâmicas (PCR), confeccionadas pela técnica da prensagem e CAD/CAM. Vinte e cinco pacientes foram restaurados com 40 PCRs à base de dissilicato de lítio prensadas (IPS e.max-Press) e 40 PCRs vitrocerâmicas reforçadas por leucita CAD/CAM (Procad). Todas as restaurações foram cimentadas (Tetric/Syntac Classic) em primeiros ou segundos molares vitais. Nos 7 anos de acompanhamento, a taxa de sobrevivência (Kaplan-Meier) foi de 100% para PCRs prensadas e de 97% para PCRs CAD/CAM. Ambos os sistemas apresentaram deterioração significativa ao longo do tempo pelos critérios modificados de Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos das Américas. O aumento da rugosidade da superfície e prejuízo na correspondência de cor foram significativamente mais prevalentes nas PCRs prensadas. Baseado nos dados de 7 anos de acompanhamento, ambos os sistemas cerâmicos podem ser considerados opções confiáveis de tratamento para PCRs posteriores.

Diferentes tipos de sistemas CAD/CAM estão disponíveis, mas as informações sobre quais sistemas produzem a menor desadaptação marginal é limitada. Hamza et al. (2013), avaliaram o efeito de diferentes sistemas CAD/CAM (Cerec inLab, Kavo Everest) na adaptação marginal de dois tipos de coroas à base zircônia e dissilicato de lítio. Foram confeccionadas quarenta coroas, 20 por cada sistema CAD/CAM sobre um troquel de aço inoxidável especialmente concebido para garantir a padronização das formas (angulação do preparo em 6°) e dimensões dos espécimes. O ajuste vertical marginal para todas as coroas testadas foi avaliado utilizando um microscópio digital em uma ampliação de 100x. Os dados foram analisados pelos testes ANOVA (dois fatores) e Tukey ($\alpha = 0,05$). Os resultados mostraram que a técnica de CAD/CAM, tipo cerâmico, e a interação destes teve efeito significativo na média de adaptação marginal de ambos os tipos cerâmicos testados. Foi concluído que menores valores de desadaptação marginal foram observados pelo sistema Everest CAD/CAM para os dois tipos cerâmicos testados. Porém, todos os sistemas geraram coroas com desadaptação inferior a 100 μm , que foi o grau considerado clinicamente aceitável por diversos autores, no que diz respeito à longevidade das restaurações.

2.2 Os tratamentos das superfícies cerâmicas

A adesão entre a superfície dentinária e a restauração cerâmica tem sido satisfatória nas cerâmicas à base de dissilicato de lítio graças ao condicionamento ácido, associado à aplicação do silano e dos cimentos resinosos. Porém, muito têm se questionado sobre o aprimoramento dessa união.

Atualmente, os materiais cerâmicos tem se tornado preferência em virtude de suas propriedades para restaurações altamente

estéticas. A fragilidade é inerente à alguns materiais cerâmicos. As modalidades de tratamentos específicos e certas situações clínicas exigem a utilização de cimentos resinosos que funcionam como uma estrutura de apoio e propicia longevidade clínica. Artigo desenvolvido por Blatz et al. (2003), apresentou uma revisão da literatura sobre a interação de resinas a diferentes cerâmicas. Foi desenvolvida uma pesquisa no banco de dados PubMed conduzido para estudos *in vitro* relativos à interação de resinas e materiais cerâmicos. A busca foi limitada a artigos revisados por pares, publicados em inglês entre os anos de 1966 e 2001. Embora a interação de resinas a cerâmicas à base de sílica seja muito pesquisada e documentada, foram constatados poucos estudos *in vitro* sobre a interação de resinas com materiais cerâmicos de alta resistência. Os dados disponíveis sugerem que a ligação entre resinas e materiais cerâmicos apresenta baixa previsibilidade e requer diferentes métodos adesivos para cerâmicas à base de sílica. A aplicação de um agente de união silano para o pré-tratamento das superfícies cerâmicas fornece ligações químicas covalentes e pontes de hidrogênio e é um fator importante para uma suficiente união entre resina e cerâmica. Foi constatado como protocolo de cimentação, o condicionamento com ácido fluorídrico (2,5% a 10%, durante 2 a 3 min), seguido da aplicação do agente silano. Além disso, concluíram que, bem como ensaios clínicos controlados, são necessários para maior conhecimento destes materiais.

A composição e microestrutura superficial de restaurações totalmente cerâmicas são componentes importantes para uma efetiva união ao substrato. Tanto o condicionamento com ácido fluorídrico e jateamento com partículas de óxido de alumínio produzem superfícies com irregularidades necessárias para a união micromecânica. Embora os tratamentos de superfície de cerâmicas feldspáticas e leucíticas tenham sido estudados anteriormente, as cerâmicas com alta concentração de alumina e de dissilicato de lítio não haviam sido investigadas de forma mais aprofundada. Borges et al. (2003),

desenvolveram um estudo com objetivo de avaliar a topografia superficial de 6 diferentes cerâmicas após o tratamento com ácido fluorídrico ou jateamento com partículas de óxido de alumínio. Cinco copings de IPS Empress, IPS Empress 2 (0,8 mm espessura), Cergogold (0,7 mm espessura), In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia, and Procera (0,8 mm espessura) foram fabricados de acordo com as recomendações dos fabricantes. Cada coping foi seccionado em quatro partes iguais por um disco diamantado. Cada segmento foi dividido de forma randomizada em 3 grupos de acordo com a superfície de tratamento: G1- espécimes sem qualquer tipo de tratamento (controle); G2- espécimes submetidos ao jateamento com partículas de óxido de alumínio (50 μm); G3- espécimes condicionados com ácido fluorídrico a 10% (20 s para IPS Empress 2; 60 s para IPS Empress e Cergogold; e 2 min para In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia, e Procera). O jateamento com partículas de óxido de alumínio modificou a morfologia superficial das cerâmicas IPS Empress, IPS Empress 2 e Cergogold. A topografia de superfície destas cerâmicas apresentaram irregularidades superficiais não constatadas no grupo controle. Para a cerâmica Procera, o jateamento produziu uma topografia de superfície plana. Para as cerâmicas In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia, o jateamento não alterou a morfologia. O condicionamento com ácido fluorídrico, para IPS Empress 2, produziu cristais alongados e espalhados com irregularidades superficiais. Para cerâmica IPS Empress e Cergogold, a morfologia se apresentou como favos de mel na superfície cerâmica. O tratamento de superfície das cerâmicas In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia e Procera não modificaram sua estrutura superficial. O estudo concluiu que o jateamento com partículas de óxido de alumínio (50 μm) e o condicionamento com ácido fluorídrico proporcionam irregularidades na superfície das cerâmicas IPS Empress, IPS Empress 2, e Cergogold. Tratamentos similares nas cerâmicas In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia, e Procera não foram capazes de gerar modificações morfológicas significativas.

Estudo desenvolvido por Pereira et al. (2010), avaliou a influência de diferentes protocolos de tratamento do silano na resistência de união entre uma cerâmica (IPS Empress 2) e um cimento resinoso quimicamente ativado (Bisco). Dezoito blocos (6 x 14 x 14 mm) cerâmicos foram cimentados a blocos de resina composta (InTen-S) utilizando um sistema adesivo (Lok, SDI). Seis grupos foram analisados, cada um com três blocos divididos de acordo com o tratamento da superfície cerâmica: dois grupos controle (sem tratamento, NT; 10% ácido fluorídrico mais silano Monobond-S seco à temperatura ambiente, HFS), os outros quatro grupos compostos por padrões de evaporação diferentes (Enxaguado o silano e secando à temperatura ambiente, SRT; enxaguado o silano em água fervente e secando à temperatura ambiente, SBRT; enxaguado o silano com água fervente e secando a 50 °C, SBH; secando o silano a 50 ± 5 °C, enxaguado em água fervente e secando-se à temperatura ambiente, SHBRT). Os blocos cimentados foram seccionados para obter espécimes para teste de microtração após armazenagem em água durante 30 dias. Padrões de fratura foram analisados por microscopia eletrônica de varredura. Todos os blocos do grupo NT soltaram durante o corte. O teste ANOVA (um fator) mostrou maior força de adesão para HFS do que para os outros grupos. SBRT e SBH foram estatisticamente similares, com maior força de adesão do que SRT e SHBRT. As falhas foram 100% adesivas nos grupos SRT e SHBRT. Falhas coesivas dentro da "zona adesiva" foram detectadas nos grupos HFS (30%), SBRT (24%) e SBH (40%). Concluiu-se que o tratamento do silano melhorou a resistência de união em todas as condições avaliadas, mostrando melhores resultados com o condicionamento com ácido fluorídrico.

Estudos *in vitro* para avaliar a resistência de união entre cerâmicas e cimentos resinosos têm utilizado superfícies planas para garantir a normalização das amostras. No entanto, na situação clínica, as superfícies das cerâmicas são irregulares. Brum et al. (2011), analisaram o efeito de superfícies cerâmicas polidas e não polidas na resistência de

união. Sessenta amostras de cerâmica (20 x 5 x 2 mm) foram confeccionadas e divididas em dois grupos. Um grupo foi planificado com lixas de carbo de silício de granulação 220 a 2000 e polido com pasta diamantada 3, 1, e $\frac{1}{4}$ μm , o outro grupo não sofreu qualquer tipo de preparo de superfície. Cada grupo foi dividido em três subgrupos: tratados com polimento controle (PC) e não tratados com polimento controle (UPC), polido (PE) e não polido (UPE) condicionados com ácido fluorídrico, e polido (PS) e não polido (UPS) jateados com alumina. Cilindros de cimento resinoso foram construídos sobre cada espécime. Resistência de união ao cisalhamento foi mensurada, e as superfícies fraturadas foram analisadas. Análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey foram realizados. PE ($44,47 \pm 5,91$ MPa) e UPE ($39,70 \pm 5,46$ MPa) tiveram a maior média de resistência de união. PS ($31,05 \pm 8,81$ MPa), UPC ($29,11 \pm 8,11$ MPa), e UPS ($26,41 \pm 7,31$ MPa) foram estatisticamente similares, e PC ($24,96 \pm 8,17$ MPa) apresentou os valores mais baixos. Concluiu-se que a utilização do ácido fluorídrico forneceu os melhores valores de união, independente da superfície ser ou não polida.

De Carvalho et al. (2011), realizaram um estudo com o objetivo de testar a hipótese de que o tratamento térmico do silano melhoraria a resistência de união entre uma resina composta e uma cerâmica vítrea. Foram confeccionados vinte e quatro blocos da cerâmica Vita VM7® - VITA, que tiveram cada um, sua superfície de cimentação duplicada em resina composta (W3D Master). Os blocos foram então, divididos em três grupos (n = 6) de acordo com o tipo de tratamento de superfície recebido, sendo: G1 – ácido fluorídrico (AFL) 10% por 20 s + lavagem com água por 60 s + secagem (controle); G2 – AFL 10 % por 20 s + lavagem com água por 60 s + silano seco em forno (F-1800) a 100 °C por 2 min; G3 – Silano seco em forno (F-1800-EDG) a 100 °C por 2 min. Os blocos cerâmicos foram cimentados aos blocos de resina composta usando o cimento resinoso (Panavia F). Os blocos cimentados foram

seccionados por um disco diamantado sob irrigação para a obtenção de palitos com 0,8 mm² de área adesiva. Cada palito foi preso a um dispositivo e submetido ao ensaio de microtração. Os resultados demonstraram que o tratamento térmico do silano diminui a resistência de união entre cerâmica e cimento resinoso quando o condicionamento ácido não foi realizado, negando assim a hipótese sugerida.

Isgró et al. (2010), avaliaram o efeito da injeção a quente e subsequentes técnicas operatórias de condicionamento ácido e cimentação resinosa sobre o desenvolvimento de tensões transitória e residual, em diferentes espessuras de cerâmicas de dissilicato de lítio por meio da caracterização por perfilometria anteriormente ao ensaio de resistência à flexão bi-axial. Foram confeccionados 60 discos cerâmicos (IPS e.max Press) submetidos às condições controladas. Os discos apresentaram uma superfície polida para obtenção de espessuras de $0,61 \pm 0,05$, $0,84 \pm 0,08$ e $1,06 \pm 0,07$ mm (Grupos A,B, C, respectivamente). Foi realizado o teste-t pareado ($p < 0,05$) nas 20 amostras de cada grupo. As diferenças entre os valores de condicionamento e cimento resinoso e valores de resistência à flexão bi-axial entre os grupos A-C foram determinadas utilizando ANOVA (um fator) com teste Tukey ($p < 0,05$). Foi constatado que a espessura para os Grupos A-C não gerou diferenças significativas entre os valores médios máximos de deflexão ($p = 0,341$). O condicionamento com ácido fluorídrico gerou aumento significativo na deflexão para todos os grupos ($p < 0,001$). Além disso, o revestimento com cimento resinoso aumentou significativamente a deflexão dos espécimes do Grupo A ($p < 0,001$), Grupo B ($p < 0,001$) e Grupo C ($p = 0,001$). O revestimento com cimento resinoso aumentou significativamente ($p < 0,001$) os valores de deflexão para as três espessuras analisadas. Concluiu-se no estudo que o condicionamento com ácido fluorídrico 5% e a utilização do cimento resinoso gerou impacto significativo sobre o desenvolvimento e a magnitude das tensões transitória e residual geradas na cerâmica de dissilicato de lítio.

Com intuito de avaliar o efeito do tempo de condicionamento ácido na rugosidade e resistência à flexão de uma vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio, Zogheib et al. (2011), desenvolveram um estudo no qual confeccionaram amostras de barras cerâmicas (16 x 2 x 2 mm) a partir de blocos cerâmicos pré fabricados (IPS e.max CAD). Todas as amostras foram polidas, submetidas à limpeza ultrasônica e divididas aleatoriamente em 5 grupos (n = 15). Grupo A (controle) sem tratamento. Grupos B-E foram condicionados com ácido fluorídrico 4,9% (HF) por 4 períodos de condicionamento diferentes: 20 s, 60 s, 90 s e 180 s, respectivamente. As superfícies condicionadas foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura. Para análise da rugosidade superficial das amostras, foi utilizada a perfilometria e para determinar a resistência à flexão, o teste de três pontos. Os dados foram analisados utilizando-se ANOVA e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). Todas as amostras condicionadas apresentaram superfícies significativamente mais rugosas que o grupo controle ($p < 0,05$). Os valores de rugosidade aumentaram com o aumento do tempo de condicionamento. A média dos valores de resistência à flexão foram (MPa): A = 417 ± 55 ; B = 367 ± 68 ; C = 363 ± 84 ; D = 329 ± 70 ; e E = 314 ± 62 . O condicionamento com ácido reduziu significativamente a resistência à flexão média, assim como o tempo de condicionamento maior ($p = 0,003$). Em conclusão, os resultados do estudo mostraram que o aumento do tempo de condicionamento com ácido fluorídrico afetou a rugosidade superficial e resistência à flexão de uma vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio.

Guarda et al. (2013), investigaram o efeito de dois tratamentos de superfície, fadiga e termociclagem, sobre a resistência a microtração de uma cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS e.max Press) e uma resina unidas por um cimento dual. Total de 18 blocos cerâmicos (10 x 7 x 3mm) foram fabricados e divididos em seis grupos (n = 3): grupos 1, 2 e 3 jateados por 5 s com partículas de óxido de alumínio 50 μm ; grupos 4, 5 e 6 condicionados com ácido fluorídrico à 10% por 20

segundos. Um agente de união silano foi aplicado em todas as amostras, e os blocos cerâmicos foram unidos aos blocos de resina composta (Tetric N-Ceram) com cimento (RelyX ARC) sob carga estática de 500 g por 2 min. O excesso de cimento foi removido com um aplicador descartável, e quatro períodos de fotoativação por 40 s foram realizados em ângulos retos através de um diodo emissor de luz (UltraLume LED 5) com fotoativação final de 40 segundos. Todas as amostras foram armazenadas em água destilada a 37 °C durante 24 horas. Grupos 2 e 5 foram submetidos a 3.000 ciclos térmicos entre 5 °C e 55 °C, e os grupos 3 e 6 foram submetidos a um teste de fadiga de 100.000 ciclos a 2 Hz. Os blocos foram seccionados perpendicularmente a área de união para obter palitos com área da secção de 1 mm² (30 palitos por grupo) e submetido a um ensaio de resistência de união, velocidade de 0,5 mm/min. Os dados foram analisados pelos testes de Tukey ($p \leq 0,05$). Para o grupo controle, testes de fadiga e ciclagem térmica produziram uma predominância de falhas adesivas. Fadiga e ciclagem térmica diminuíram significativamente a resistência à microtração para ambos tratamentos de superfície quando comparada com a grupos controle. O condicionamento com ácido fluorídrico 10% aumentou significativamente a resistência de união para o grupo controle. Os autores concluíram que o condicionamento ácido é uma melhor opção do que o jateamento com óxido de alumínio quando a cerâmica IPS e.max Press é cimentada com o cimento resinoso RelyX ARC. No entanto, tanto fadiga como termociclagem diminuíram a resistência de união.

Queiroz et al. (2012), caracterizaram as superfícies de cerâmica feldspáticas após vários protocolos de silanização. Foram confeccionadas 18 barras (2 x 4 x 10 mm) cerâmicas feldpáticas (VM7, VITA-Zahnfabrik). Antes da aplicação do silano, os espécimes foram ultrassonicamente limpos em água destilada durante 10 min. Os espécimes de cerâmica foram aleatoriamente divididos em nove grupos ($n = 2$) e foram tratados com diferentes protocolos de silanização. O silano

MPS (ESPE-Sil) foi aplicado a todas as amostras e deixou-se reagir durante 2 min à temperatura de 20 °C (G20). Após secagem, as amostras foram submetidas ao tratamento térmico em forno a 38 °C (G38), 79 °C (G79) ou 100 °C (G100) durante 1 min. Metade dos espécimes de cada grupo foi lavada com água a 80 °C durante 15 s (G20B, G38B, G79B, G100B). O grupo de controle (GC) não recebeu silano. Foi realizada análise por infravermelha transformada de Fourier (ATR FT-IR) utilizando um espectrometro. A espessura da camada de silano foi medida utilizando espectroscopia elíptica trabalhando com $\lambda = 632,8$ nm (laser He-Ne) com ângulo de incidência a 70°. A rugosidade superficial foi avaliada utilizando um perfilometro óptico. As amostras foram ainda analisadas sob a Microscopia Eletrônica de Varredura para observar os padrões topográficos. Os resultados da análise ATR FT-IR mostraram mudanças em picos (Si-O) com bandas ampliadas em torno de 940 cm^{-1} . As medições em elipsometria mostraram que todas as ações pós-tratamento com calor reduziram a espessura da película de silano (30,8-33,5 nm) em comparação com G20 (40 nm). Os grupos lavados em água quente (grupos B) mostraram filmes mais finos (9,8-14,4 nm) do que os seus grupos correspondentes (sem lavagem) (30,8-40 nm). A análise perfilométrica mostrou que os tratamentos térmicos ($R_a \approx 0,10\text{-}0,19\ \mu\text{m}$; $R_q \approx 0,15\text{-}0,26\ \mu\text{m}$), proporcionaram uma superfície mais lisa do que o grupo controle ($R_a \approx 0,48\ \mu\text{m}$; $R_q \approx 0,65\ \mu\text{m}$). Padrões similares também foram observados nas imagens de microscopia. O tratamento térmico após a aplicação do silano MPS melhorou a camada de ligações. A lavagem com água aquecida eliminou as regiões externas da camada de silano não reativas proporcionando espessuras mais finas da película.

2.3 Os agentes cimentantes

McCormick et al. (1993), desenvolveram um estudo com intuito de avaliar o efeito da cimentação na resistência à compressão de dois tipos de coroas totalmente cerâmicas. Os preparos dentais foram padronizados (Desgaste oclusal de $1,85 \pm 0,31$ mm; término dos preparos a 1,0 mm da junção amelocementária) onde cada preparo apresentava aproximadamente 1,2 mm de desgaste em ombro arredondado. Sessenta coroas foram confeccionadas em dois sistemas totalmente cerâmicos (Hi-Ceram e Dicor), segundo as recomendações do fabricante. A cimentação aos preparos foi realizada com diferentes cimentos: fosfato de zinco (Fleck's, Mizzy), ionômero de vidro (Ketac-Cem, ESPE), cimento resinoso (Biomer, Caulk/Dentsply). A carga coronária à fratura de compressão foi determinada utilizando dentes não restaurados como controle. Não foi observada diferença estatística entre os três cimentos utilizados, independente do sistema restaurador. Não foram constatadas diferenças significativas nos valores de resistência à compressão para o sistema Dicor e o grupo controle.

Addi et al. (2002), avaliaram a desadaptação interna e marginal de inlays fabricadas utilizando um sistema CAD/CAM (Decim) e de dois tipos de cerâmicas prensadas (IPS Empress e Opc). Foram utilizados pré-molares humanos preparados para receber inlays cerâmicas méso-ocluso-distal (MOD), onde foram fabricadas 10 para Denzir, 10 para IPS Empress, e 10 para Opc. As restaurações Denzir foram produzidas pelo sistema CAD/CAM, e as restaurações IPS Empress e Opc por estudantes de Odontologia supervisionados por técnicos. Antes da cimentação a adaptação interna nos modelos de gesso e pré-molares foram determinadas utilizando a técnica da réplica. Após cimentação sobre os pré-molares com um cimento resinoso a adaptação marginal e interna foram mensuradas. Os valores foram analisados

através dos testes ANOVA e teste de Scheffe a um nível de significância de 5%. Na mensuração antes da cimentação não houve diferenças significativas ($p > 0,05$) na largura do espaço interno entre os três sistemas estudados, quando colocados em seus modelos de gesso correspondentes. Quando colocado nos pré-molares uma diferença significativa ($p < 0,01$) para o ajuste interno foi visto entre IPS Empress e Opc antes da cimentação, enquanto que não houve diferença significativa ($p > 0,05$) entre IPS Empress e Denzir e entre Opc e Denzir. Entre os modelos diestone e os pré-molares houve diferença significativa ($p < 0,01$) no ajuste interno, exceto para o IPS Empress. Após cimentação não houve diferenças significativas ($p > 0,05$) entre IPS Empress e Denzir, enquanto que a fenda marginal foi significativamente maior ($p < 0,001$) para Opc que para IPS Empress e Denzir. O ajuste interno foi significativamente ($p < 0,001$) maior para Opc que para IPS Empress, enquanto que não houve diferença significativa ($p > 0,05$) entre IPS Empress e Denzir ou entre OPC e Denzir. Após cimentação haviam pequenas diferenças na adequação entre as restaurações fabricadas utilizando as três cerâmicas diferentes. A significância clínica foi a desadaptação marginal e interna observadas neste estudo foram difíceis de serem determinadas. Os autores sugerem que estudos a longo prazo de acompanhamento são necessários para avaliar o significado clínico das pequenas diferenças entre os três sistemas.

Braga et al. (2002), avaliaram a influência do método de cura nas propriedades mecânicas de resistência à flexão, módulo de flexão e dureza de quatro cimentos resinosos. Os cimentos testados foram: Enforce e Variolink II (fotoativado, quimicamente ativado e dupla-cura), RelyX ARC (quimicamente ativado e dupla-cura) e C & B (quimicamente ativado). Os espécimes ($10 \times 2 \times 1 \text{ mm}^3$) foram fraturados utilizando o teste de flexão de três pontos a uma velocidade de $0,5 \text{ mm/min}^{-1}$ com uma distância de 6 mm entre os suportes. Os valores de carga pré-falha específicos, correspondente ao deslocamento de cruzeta

foram utilizados para o cálculo do módulo de flexão. Após a realização do teste de flexão, os fragmentos foram incluídos e submetidos ao teste de dureza Knoop (KHN). Os testes foram realizados após 24 h de armazenagem a 37 °C. O cimento resinoso RelyX ARC dupla-cura apresentou maior resistência à flexão entre todos os grupos analisados ($200,8 \pm 13,01$). Foi constatada a dependência da fotoativação para os cimentos RelyX ARC e Variolink II para atingir valores mais elevados de dureza (fotoativado – $4,3 \pm 1,32$; dupla-cura – $4,2 \pm 0,99$). O cimento Enforce mostrou dureza semelhante para os modos quimicamente ativado e dupla-cura. Nenhuma correlação foi encontrada entre a resistência à flexão e dureza, indicando que outros fatores além do grau de cura (por exemplo, o conteúdo de preenchimento e o tipo de monomero) afetam a resistência à flexão dos compósitos. Diferenças estatísticas nos módulos de flexão não foram constatadas entre os diferentes grupos. Ao selecionar um cimento resinoso, alguns fatores devem ser levados em consideração: como as características de manipulação, a demanda estética e o nível de estresse em que as interfaces de união serão submetidas. Em relação a este último, os resultados deste estudo indicou que a avaliação de cimentos resinosos não deve ser limitada a testes que estimam direta ou indiretamente o grau de cura.

Novos agentes de cimentação, particularmente com capacidade adesiva, vem sendo introduzidos com intuito de melhorar o sucesso clínico das restaurações odontológicas. Attar et al. (2003), desenvolveram estudo com objetivo de comparar a resistência à flexão, módulo de elasticidade, radiopacidade e pH de 5 tipos distintos de agentes de cimentação. Os agentes de cimentação incluídos foram: fosfato de zinco, ionômero de vidro convencional; ionômero de vidro modificado por resina; cimento resinoso dual e cimento resinoso quimicamente ativado. Os espécimes foram preparados e os testes foram conduzidos por um único operador para maior padronização. Resistência à flexão (MPa) e módulo de elasticidade (GPa) foram aferidos em

espécimes com formato de barra (2 x 2 x 20 mm) após 24 horas e 3 meses de armazenagem (n = 8). Radiopacidade (mm de Al) foi aferida pela exposição de 1 mm de espessura de cimento, juntamente com amostras de de alumínio (n = 4). O pH foi medido imediatamente após a mistura em: 1, 5, 15, 30 min e 1, 2, 4, 6 e 24 h (n = 4). Os dados foram submetidos à análise de variância e teste de Duncan ($p < 0,05$). Os cimentos resinosos (64-97 MPa) apresentaram maiores valores de resistência à flexão do que todos os outros materiais testados (7-27 MPa). O cimento resinoso dual, apresentou valores superiores (83-97 MPa) aos cimentos quimicamente ativados (64-81 MPa) ($p < 0,0005$). O fosfato de zinco foi o mais radiopaco (6,4 mm de Al) ($p < 0,0001$) e o mais rígido (9,2 GPa) ($p < 0,05$). O cimento resinoso dual foi o mais radiolúcido (1,1 mm de Al) ($p < 0,0001$). Fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro convencionais foram os mais ácidos imediatamente após a mistura (pH de 1,5-2,2), mas foram os menos ácidos após 24 horas (pH 6,4-6,8) ($p < 0,0001$). Dentro das limitações do estudo, os dados mostraram grande variação das propriedades dos materiais. O cimento resinoso dual apresentou a melhor combinação de características mecânicas e físicas, combinado com o pH mais elevado.

Behr et al. (2003), investigaram a adaptação marginal e a carga de fratura de coroas vitrocerâmicas e coroas de resina composta reforçadas com fibra de vidro cimentadas com cimento resinoso, ionômero de vidro modificado por resina, ou de cimento de óxido de zinco sem eugenol. Foram confeccionadas quarenta e oito coroas para molares, divididas em cerâmica e resina composta reforçada com fibra de vidro cimentada com os agentes acima mencionados (n = 8). As restaurações foram submetidas à ciclagem térmica (6.000 ciclos; 5 °C/55 °C) e mecânica (1.200.000; 50 N; 1,66 Hz) e posteriormente submetidas ao teste de fratura. A adaptação marginal foi avaliada antes e após a aplicação das ciclagens utilizando análise semiquantitativa em um microscópio eletrônico de varredura. Todos as coroas cerâmicas e

reforçadas com fibra atingiram os maiores valores de carga de fratura após a aplicação da ciclagem, quando foi utilizado o cimento resinoso. Quando cimentadas com ionômero de vidro modificados por resina ou cimento de óxido de zinco sem eugenol, os valores de carga de fratura da cerâmica diminuíram significativamente, enquanto as coroas reforçadas por fibras mantiveram seu nível de carga de fratura. Os menores valores foram encontrados para o cimento de óxido de zinco sem eugenol. A adaptação marginal permaneceu inalterada após a ciclagem para todas as coroas, quando cimentadas com cimentos resinosos. As coroas cimentadas com ionômeros de vidro modificado por resina apresentaram fenda marginal após a realização da ciclagem, com exceção da interface coroa-cimento para cerâmica. Os maiores valores de carga de fratura e adaptação marginal foram encontrados para coroas cerâmica e resina composta reforçada com fibra de vidro cimentadas com cimento resinoso.

A união durável para restaurações protéticas fixas é um fator desejado de extrema importância para o sucesso do tratamento. No entanto, poucas informações sobre a resistência de união entre diferentes cimentos e restaurações protéticas fixas são disponibilizadas na literatura. Piwowarczyk et al. (2004), avaliaram a resistência de união ao cisalhamento de agentes cimentantes a uma liga de alto teor de ouro e diferentes cerâmicas odontológicas: à base de óxido de alumínio de alta resistência (Procera AllCeram), cerâmicas vítreas à base de leucita reforçada (IPS Empress) e dissilicato de lítio (IPS Empress 2). Cilindros pré-polimerizados de resina composta (5,5 mm de diâmetro interno, n = 20) foram unidos às superfícies pré-tratadas dos materiais protéticos. Liga de alto teor de ouro e a cerâmica à base de óxido de alumínio de alta resistência foram tratados com jateamento com partículas de óxido de alumínio. As cerâmicas vítreas foram condicionadas com ácido fluorídrico e posteriormente silanizadas antes da cimentação. Os agentes de cimentação utilizados foram um cimento de fosfato de zinco (Fleck), os cimentos de ionômero de vidro (Fuji I, Ketac-Cem), cimentos de ionômero

de vidro modificado por resina (Fuji Plus, Fuji Cem, RelyX Luting), cimentos resinosos (RelyX ARC, Panavia F, Variolink II, Compolute), e cimento resinoso autoadesivo (RelyX Unicem). Metade das amostras (n = 10) foram testadas após 30 min, a outra metade (n = 10) foi armazenada em água destilada a 37°C durante 14 dias e, em seguida, termociclada 1000 ciclos (5 °C – 55 °C). Testes de resistência ao cisalhamento, foram realizados utilizando uma máquina de ensaios universais (0,5 mm/min). A análise estatística foi realizada por ANOVA (um, dois e três fatores) e Tukey ($\alpha = 0,05$). O substrato, cimento, tempo, e todas as correspondentes interações foram estatisticamente significativas ($p < 0,0001$). Para cada tipo de substrato, foram encontradas diferenças significativas entre os tipos de cimento e modos de polimerização ($p < 0,001$). Nenhum dos cimentos proporcionou os maiores valores de ligação com todos os tipos de substratos. Após 14 dias de armazenagem em água seguido de ciclagem térmica, somente o cimento resinoso autoadesivo (RelyX Unicem) e os cimentos resinosos (Panavia F e Compolute) apresentaram resistência de união elevadas para materiais protéticos específicos. Em contraste, os cimentos fosfato de zinco, ionômero de vidro e ionômero de vidro modificado por resina, apresentaram os menores valores para todos os substratos testados após 14 dias de armazenagem em água seguido pela ciclagem térmica.

Rekow et al. (2006), desenvolveram um estudo objetivando avaliar a contribuição das variáveis do sistema coroa-cimento-dente que poderiam influenciar na magnitude da tensão principal máxima em coroas totalmente cerâmicas. A análise fatorial foi realizada para calcular os efeitos do coeficiente principal e de interações de sete variáveis sobre a distribuição de tensão máxima de uma série de modelos de elementos finitos de um sistema axissimétrico estilizado coroa cerâmica-cimento-dente. As variáveis foram investigadas em dois níveis, selecionados pela sua relevância clínica e incluídas as que se referem ao material da coroa e da geometria (espessura e inclinação das cúspides),

módulo do cimento e espessura, o núcleo do dente de suporte, e a posição oclusal em que a carga foi aplicada. A tensão média principal para todas as combinações de todas as variáveis foi 135,1 MPa, mas a magnitude das tensões variaram 73,7-214,0 MPa. O material da coroa e espessura são de importância primordial na magnitude das tensões, mas as outras variáveis (módulo do cimento, posição de carga, e um núcleo de dente de suporte) também contribuem para a magnitude das tensões. As interações entre essas variáveis podem ter uma influência importante, particularmente sobre as tensões da coroa. Não é necessariamente sensível aos mesmos fatores para todos os sistemas de material da coroa. A avaliação abrangente das tensões em uma coroa de um sistema coroa-cimento-dente deve integrar a influência de variáveis individuais e suas interações.

Saskalauskaite et al. (2008), avaliaram a resistência à flexão, o módulo de elasticidade e o perfil do pH em 24 h de três cimentos resinosos autoadesivos e compararam os dados com cimentos resinosos convencionais e cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. Foram utilizados três cimentos resinosos autoadesivos (RelyX Unicem, Maxcem, Embrace Wetbond), comparados com dois cimentos convencionais (RelyX ARC, Linkmax) e mais dois cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (Fuji Plus, RelyX Luting Plus). A resistência à flexão e o módulo de elasticidade foram determinados utilizando espécimes em forma de barra (2 x 2 x 25 mm) 24 h após a confecção, utilizando uma máquina de ensaios universal. A aferição do pH foi realizada utilizando um eletrodo de pH de superfície plana, a 0, 2, 5, 15 e 30 min e 1, 2, 4, 6 e 24 h após a mistura. O teste foi realizado para ambos, dual e quimicamente ativado para todos os cimentos que apresentavam dupla-cura. A análise dos dados utilizaram ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$). Os resultados mostraram que os cimentos autoadesivos mostraram resistência à flexão semelhante aos cimentos convencional, exceto para o Embrace Wetbond quimicamente ativado,

que apresentou valores consideravelmente mais baixos. Os módulos de elasticidade apresentaram resultados superiores e inferiores para os cimentos convencionais. Todos os cimentos convencionais polimerizáveis e autoadesivos dupla-cura mostraram resistência à flexão e módulo de elasticidade superiores quando comparados aos cimentos quimicamente ativados. Os cimentos de ionômero de vidro modificado por resina foram caracterizados por apresentarem baixa resistência à flexão e módulo de elasticidade. Cimentos autoadesivos apresentaram menor pH inicial (2,0 a 2,4) do que cimentos convencionais (4,8 a 5,2) e uma vasta gama de valores de pH finais (3,9 a 7,3) em 24 h. Um cimento autoadesivo (Unicem) revelou um perfil de pH único, caracterizado por um aumento mais rápido do pH até à neutralidade, tanto quando dual (15 min) e, quando quimicamente ativado (1 h). Concluiu-se que os cimentos autoadesivos avaliados neste estudo apresentaram propriedades diferentes e não podem ser considerados um grupo homogêneo. A resistência à flexão foi a propriedade mais uniforme, sendo semelhante aos cimentos resinosos convencionais, enquanto que o módulo de elasticidade mostrou maior variação. A definição do perfil de pH mostrou-se dependente da marca e do modo de cura, mesmo dentro da mesma categoria de agente cimentante. Todos os cimentos com capacidade dual, tanto convencional quanto quimicamente ativado, mostraram propriedades significativamente superiores quando fotoativados.

Borges et al. (2009), testaram a hipótese de que coroas cerâmicas apresentam a carga de fratura afetada pelo ambiente do teste, pelo envelhecimento e pelo tipo de cimentação. Foram preparados 180 coroas a partir de dentes bovinos preparados em torno. As coroas cerâmicas foram preparadas a partir de três tipos de sistemas cerâmicos: uma cerâmica de alumina infiltrada, uma cerâmica de dissilicato de lítio, e uma cerâmica reforçada por leucita. Para cada sistema cerâmico, 30 coroas foram cimentadas com um cimento resinoso (Variolink II), e as 30 restantes com um cimento de ionômero de vidro modificado por resina

(RelyX Luting). Para cada sistema cerâmico e cimento, 10 amostras foram submetidas a um teste monotônico de fratura sem fadiga. Um segundo grupo (n = 10) foi submetido à fadiga cíclica e posteriormente testado em ambiente seco, e um terceiro grupo (n = 10) foi submetido a fadiga cíclica e fraturado em ambiente úmido (água destilada). Os resultados foram analisados estatisticamente utilizando-se ANOVA e Tukey. A carga de fratura das coroas cerâmicas diminuiu significativamente após ciclagem ($p \leq 0,05$). Os valores de carga de fratura foram estatisticamente inferiores em ambiente molhado quando comparado ao ambiente seco ($p < 0,05$). Coroas cimentadas com um cimento resinoso mostraram valores de carga de fratura estatisticamente superiores às cimentadas com cimento de ionômero de vidro modificado por resina ($p \leq 0,05$). Foi constatado que a carga de fratura dos três sistemas cerâmicos foi influenciada pela composição. Além disso, cimento, ambiente e condição de fadiga influenciaram na carga de fratura dos espécimes avaliados.

Baig et al. (2010), avaliaram a adaptação marginal de coroas cerâmicas de Y-TZP (zircônia policristalina tetragonal estabilizada por ítria) e compararam com coroas de dissilicato de lítio prensada e metálicas. A influência da configuração da margem na adaptação marginal também foi avaliada. As avaliações foram feitas em pré-molares preparado com término em ombro ou chanfro com 20 graus de convergência total oclusal (n = 30). Modelos em gesso pedra tipo IV foram então divididos em grupos (n = 10): coroas em Cercon Y-TZP, IPS Empress II e metal (liga nobre tipo IV). As coroas foram então submetidas a avaliação da fenda marginal e saliência em 6 locais em um sistema computadorizado de análise de imagem digital. Os dados foram calculados e analisados estatisticamente utilizando ANOVA (dois fatores) e testes Bonferroni post hoc ($\alpha = 0,05$). A média da fenda marginal (desvio padrão) foi de $66,4 \pm 42,2 \mu\text{m}$ para Cercon, $36,6 \pm 32,1 \mu\text{m}$ para IPS Empress II, e $37,1 \pm 22,3 \mu\text{m}$ para metal (controle). A média de sobrecontorno (desvio-padrão) foi de $-15,2 \pm 47,5 \mu\text{m}$ para Cercon, $-22,1$

$\pm 34,7 \mu\text{m}$ para IPS Empress II, e $30,9 \pm 31,3 \mu\text{m}$ para metal (controle). Foram observados efeitos significativos do material e não foram observados efeitos em virtude da configuração na fenda marginal. Concluiu-se que o sistema Cercon apresentou valores significativamente maiores ($p < 0,05$) de fendas marginais com relação às coroas IPS Empress II e metal (controle). Não houve diferença significativa para as configurações marginais utilizadas.

A perda de coroa foi relatada na literatura como sendo o segundo fator relacionado ao insucesso de coroas e próteses parciais fixas. A terceira principal causa de fracassos de coroas e próteses fixas está relacionada à descimentação das mesmas após apenas 5,8 anos de utilização. Estes dados destacam a importância fundamental do agente de cimentação para o sucesso de diferentes restaurações. Ladha e Verma (2010), realizaram uma revisão de literatura, descrevendo suas propriedades, características químicas, mecânicas, vantagens e desvantagens dos diferentes agentes cimentantes disponíveis na Odontologia. O cimento de fosfato de zinco é destacado por apresentar boa resistência à compressão, espessura de cimentação adequada e possibilidade de utilização em regiões de altas tensões mastigatórias. Porém, apresenta alta solubilidade no meio bucal, baixa resistência à tração e a ausência de ligações químicas como fatores de desvantagem. O cimento de ionômero de vidro apresenta a capacidade de ligação química, espessura de cimentação adequada e coeficiente de expansão térmica semelhante ao dente como suas principais características. Porém, apresenta baixa resistência mecânica, o que prejudica seu desempenho. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina apresenta características mecânicas melhoradas, como elevada força de união à dentina. Porém, as características de absorção de água, ainda que reduzidas, levam a expansão higroscópica podendo estar relacionada à fratura de coroas cerâmicas livres de metal. A introdução dos sistemas cimentantes adesivos mudou completamente a prática da prótese fixa

levando ao aumento da utilização dos sistemas cerâmicos livres de metal. Os cimentos resinosos apresentam melhores características mecânicas e capacidade de ligação micromecânica ao esmalte, dentina e superfícies de ligas e cerâmicas. Porém, apresentam uma técnica de cimentação extremamente sensível e alta espessura de cimentação. O autor também destaca os novos cimentos resinosos autoadesivos, que surgiram a pouco tempo no mercado odontológico e necessitam de mais estudos, apesar de demonstrarem resultados promissores. Nenhum agente de cimentação é capaz de atender a todos os requisitos rigorosos de cimentação, esta é a razão pela qual não há o abandono da utilização dos agentes cimentantes de reação ácido base pela utilização dos cimentos resinosos.

Liu et al. (2011), investigaram os efeitos do tipo e espessura do cimento na distribuição de tensões em coroas totalmente cerâmicas (IPS e.max Press) utilizando a análise de elementos finitos. Uma coroa totalmente cerâmica de um primeiro molar inferior direito foi preparada e posteriormente digitalizada utilizando microtomografia computadorizada. Oito modelos de elementos finitos 3D foram então desenvolvidos, para representar dois sistemas adesivos, sendo cada um com espessura de cimento variando de 60, 90, 120, e 150 μm . Os modelos foram submetidos a quatro condições de carga e as tensões nas camadas superficiais e internas foram avaliadas. A distribuição de tensões e tensões máximas na cerâmica de cobertura, no coping, e no cimento apresentaram condições de carga correspondentes. O cimento com maior módulo de elasticidade apresentou menor resistência à tração nas camadas de cobertura e coping, e a resistência ao cisalhamento do cimento foi fundamental para a manutenção intacta da coroa totalmente cerâmica. Constatou-se que, a espessura do cimento atua amortecendo as tensões entre a coroa e o substrato dentinário. Embora haja uma espessura ideal (cerca de 90 μm) que pode reduzir o nível de tensões em coroas de cerâmica, a espessura do cimento não se apresentou como fator importante na distribuição de tensões no núcleo ou na cerâmica de

cobertura, quando comparado com a influência das condições carregamento ou módulos dos cimentos.

Nakamura et al. (2010), compararam a resistência de união, resistência à flexão, módulo de elasticidade, absorção de água e expansão após armazenamento em água de novos cimentos resinosos autoadesivos comercialmente disponíveis. Foram utilizados dois tipos (não-mix e auto-mix) de cimentos resinosos autoadesivos (SAC-H e SAC-A), um cimento resinoso convencional (Panavia F2.0), três cimentos resinosos autoadesivos (RelyX Unicem, Maxcem e G-Cem), e dois cimentos ionoméricos modificados por resina (Fuji Luting S e Vitremer). Resistência de união por cisalhamento, resistência à flexão, módulos de elasticidade (ISO 4049), absorção de água (ISO 4049), e taxa de expansão após armazenamento em água, foram investigados. Os grupos SAC-H e SAC-A, apresentaram adesão ao esmalte e à dentina, e obtiveram a mesma força de ligação para liga de ouro e zircônia, como os cimentos convencionais. SAC-H e SAC-A apresentaram resistência à flexão (86,4-93,5 MPa) superior aos cimentos resinosos autoadesivos comerciais ou cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. Os módulos de elasticidade dos cimentos resinosos autoadesivos e de ionômero de vidro modificado por resina foram 5,2-7,4 GPa e 2,3-3,4 GPa, respectivamente. A absorção de água para SAC-H e SAC-A (26,3-27,7 mg/mm³) foi significativamente menor do que os cimentos resinosos autoadesivos comerciais. SAC-H e SAC-A apresentaram taxas de expansão significativamente mais baixas (0,17 - 0,26%) do que todos os outros cimentos analisados após 4 semanas de armazenamento em água. O estudo sugere que os novos cimentos resinosos autoadesivos exibiram elevada capacidade de ligação e propriedades mecânicas favoráveis. No entanto, o cimento autoadesivo é um material relativamente novo e as descrições do material tem se limitado a análises de união inicial. Assim, a força de união do cimento autoadesivo, utilizado ao longo de um longo período de tempo, ainda é pouco conhecida.

Moldovan et al. (2011), desenvolveram estudo com objetivo de indicar um protocolo para as restaurações de alta resistência (zircônia) confeccionadas pelos sistemas CAD/CAM. O ajuste tridimensional interno de copings de zircônia foi avaliado para verificar a capacidade de realização deste objetivo. A análise foi baseada em modelos mestre de cerâmica de dentes preparados e as correspondentes superfícies virtuais CAD. Foram fabricados cinco modelos de copings por dois diferentes sistemas CAD/CAM: moagem e trituração. A desadaptação interna foi determinada por uma técnica de réplica tridimensional por digitalização óptica e por análise assistida por computador. Foram observadas lacunas internas nos copings de 134/84 μm (Desvio padrão 78/28) para molares e 93/69 μm (Desvio padrão 56/35) para pré-molares (moagem / trituração). Analisando o espaço de cimento para as réplicas, foram observadas diferenças estatisticamente significativas em relação ao dente e ao sistema CAD/CAM ($p < 0,001$). Segundo os autores, a desadaptação da restauração depende de dois fatores: da precisão da tecnologia CAD/CAM aplicada e o controle tridimensional da contração de sinterização. A adaptação marginal de uma restauração não pode ser avaliada a partir de réplicas, porque são muito finas e propensas a danos quando removidas da réplica ou molde. Todos os copings de zircônia mostraram desadaptação interna com espessuras variando dentro das atuais recomendações clínicas. No entanto, ainda há espaço para melhoria e maior padronização das tecnologias CAD/CAM.

Segundo a literatura, fendas marginais inferiores a 120 μm são recomendadas para cimentação de coroas com cimentos convencionais, de reação ácido base. Reich et al. (2010), testaram os limites do intervalo de confiança superior e inferior a 95% para precisão marginal de adaptação gerada em coroas de dissilicato de lítio inferiores a 120 μm . Antes da cimentação final, a precisão de 20 coroas de dissilicato de lítio (e.max CAD LT) foi avaliada pela técnica da réplica. Um silicone

de adição de corpo leve foi utilizado para copiar o espaço entre a coroa e o pilar. A espessura da camada de silicone foi examinada sob o microscópio (MM40, Nikon Corp, x 50) em quatro regiões diferentes (LM): LM1 = discrepância marginal; LM2 = discrepância mesio-axial do interior da coroa; LM3 = discrepância axio-oclusal e LM4 = discrepância mesio-oclusal. Na região LM1, a discrepância média marginal constatada foi de $100 \pm 61 \mu\text{m}$, a média foi de $81 \mu\text{m}$. O limite inferior do intervalo de confiança de 95% foi $90 \mu\text{m}$, e o limite superior foi de $110 \mu\text{m}$. As médias das lacunas internas nas regiões LM2, LM3, e LM4 foram: $148 \pm 61 \mu\text{m}$, $227 \pm 83 \mu\text{m}$, e $284 \pm 95 \mu\text{m}$, respectivamente. Os limites inferiores a 95% do intervalo de confiança revelaram valores entre $137 \mu\text{m}$ (LM2) e $269 \mu\text{m}$ (LM4). Os limites superiores foram entre $158 \mu\text{m}$ (LM2) e $300 \mu\text{m}$ (LM4). A hipótese nula não foi rejeitada. Dentro dos limites do estudo, o processamento CAD/CAM de coroas de dissilicato de lítio exibiu precisão clínica satisfatória.

O propósito do estudo desenvolvido por Sakai et al. (2011), foi avaliar os efeitos de diferentes agentes de união silano, submetidos ou não ao tratamento térmico, sobre a ligação entre uma resina e uma cerâmica reforçada com leucita (GN-Ceram). Seis agentes de união silano (GC Ceramic Primer, GP; Clearfil Ceramic Primer, CP; RelyX Ceramic Primer, RP; Tokuso Ceramic Primer, TP; Shofu Porcelain Primer, SP, e Porcelain Liner M, PM) e cinco silanos experimentais (MDS, MTS, MDES, MTES, e ATS) foram avaliados. O espécime de GN-Ceram foi tratado, aquecido a $100 \text{ }^\circ\text{C}$ durante 60 min e em seguida unido a uma resina composta (Clearfil DC Core Automix) utilizando um cimento resinoso (MMA-TBB). O ensaio de cisalhamento revelou que GP, GP/aquecido, CP, CP/aquecido, RP, RP/aquecido, TP, TP/aquecido, SP, SP/aquecido, PM, PM/aquecido, MDS/aquecido, MTS, MTS/aquecido e ATS/aquecido exibiram elevados valores de união. N-silano, No-silano/aquecido, MDS, MDES, MTES e ATS exibiram baixos valores de união, ao passo que não houve diferenças significativas para os valores

de união entre SP, MDS, MDES/aquecido, e MTES/aquecido. Não foram constatadas diferenças significativas na resistência de união entre MDS e MDES. No entanto, MTS, que continha grupos metoxi, exibiu valores de união superiores à MTES, que continham grupos etoxi. Em comparação com o grupo etoxi, era provável que o grupo metoxi seja mais facilmente hidrolisado e mais facilmente convertido no grupo silanol (Si-OH). O número de grupos metoxi na estrutura química também influenciou a força de união. Portanto, MTS, com três grupos metoxi exibiu maiores valores de resistência de união que o MDS, que continha apenas dois grupos metoxi. Foi constatado que o tratamento térmico melhorou o desempenho de união para MDS, MTES, e ATS apenas. O presente estudo demonstrou que a utilização de um silano adequado, sem realização do tratamento térmico adicional, foi adequado e possibilitou valores de união elevados entre os materiais analisados.

Yüksel e Zaimoğlu (2011), realizaram estudo com objetivo de avaliar os efeitos da adaptação marginal após cimentação com diferentes agentes de cimentação em diferentes sistemas de coroas cerâmicas. Trinta e seis incisivos centrais superiores extraídos foram preparados para coroas e foram divididos em três grupos. G1: Coping de ZrO_2 fabricada pelo sistema CAD/CAM ; G2: Coping de dissilicato de lítio fabricada pelo sistema de injeção; G3: Coping de Cr-Co fundido como grupo controle. Os copings foram confeccionados seguindo técnicas convencionais, e grupos foram subdivididos de acordo com a cimentação: cimento resinoso autoadesivo (A) ou cimento de ionômero de vidro (B). As amostras foram submetidas à termociclagem, imersas em solução de fucsina básica 0,5%, seccionadas nos sentidos mesio-distal e vestibulo-lingual. A superfície de cada secção foi digitalmente fotografada com uma lupa. A microinfiltração foi analisada através de escala de cinco pontos, e a adaptação marginal foi medida utilizando a imagem de software. Os dados foram analisados estatisticamente utilizando os testes ANOVA (dois fatores), Kruskal-Wallis e Mann-Whitney U ($\alpha = 0,05$). A discrepância

marginal de cada grupo foi de $82,7 \pm 7$; $92,6 \pm 4$ e $96,5 \pm 7$ μm respectivamente. O grupo 1 apresentou diferenças significativa ao grupo 3 ($p = 0,042$). O cimento resinoso autoadesivo (A) mostrou um menor grau de microinfiltração do que o cimento de ionômero de vidro (B) em todos os grupos ($p = 0,029$). As pontuações para microinfiltração de “0” foram de 83% para 1A, 50% para 1B, 50% para 2A, 16% para 2B, 33% para 3A e nenhum para 3B. A adaptação marginal e o tipo de cimento apresentaram efeito significativo sobre a microinfiltração. Níveis mais baixos de microinfiltração foram constatados para o cimento resinoso autoadesivo, enquanto os copings de ZrO_2 fabricados pelo sistema CAD/CAM apresentaram menor discrepância marginal e infiltração, em comparação com coping de Cr-Co fundido.

Abou-Madina et al. (2012), avaliaram o efeito de diferentes cimentos adesivos e da termociclagem sobre a carga de fratura de coroas unitárias posteriores totalmente cerâmicas (IPS e.max Press). Trinta e dois molares superiores hígidos foram submetidos a uma preparação padronizada para receberem as restaurações. Outros 16 molares foram mantidos hígidos para o grupo controle (grupo 1). Para os respectivos dentes preparados, foram utilizados os cimentos Panavia F 2.0 e Rely X Unicem ($n = 16$). Oito amostras de cada um dos três grupos foram selecionados aleatoriamente para termociclagem (5.000 ciclos). Todos os espécimes foram então submetidos ao teste de carga de fratura. Para realização do teste, foi utilizado um anexo de metal imitando as formas oclusais anatômicas fixado à porção superior da máquina de ensaio universal (1 mm/min). Os dados foram analisados estatisticamente pelos testes ANOVA (dois fatores) e t de Student ($\alpha = 0,05$). Dentes naturais apresentaram carga de fratura significativamente maior (1.043 N e 1.279 N) comparados às coroas cerâmicas adesivamente cimentadas (907 N a 986 N), antes e depois da termociclagem, respectivamente ($p < 0,05$). O tipo de cimento utilizado não afetou significativamente os resultados de carga de fratura (986 N e 974 N) para Panavia F 2.0 e

RelyX Unicem, respectivamente ($p > 0,05$). Os espécimes termociclados apresentaram menor carga de fratura do que aqueles que não foram submetidos à termociclagem ($p < 0,05$). Nem cimento adesivo convencional (Panavia F), nem cimento autoadesivo (RelyX Unicem) afetaram a carga de fratura das coroas de IPS e.max Press. A termociclagem diminuiu a carga de fratura das coroas de ambos os cimentos. Os dentes naturais fraturados apresentaram cargas significativamente mais altas do que as coroas totalmente cerâmicas.

Öztürk et al. (2012), avaliaram o desempenho de cimentos resinosos fotoativados após a cimentação a restaurações cerâmicas em comparação com cimentos resinosos de presa dual, por meio da análise das propriedades micromecânicas. Duzentos e setenta películas de cimento, de aproximadamente 170 μm de espessura, foram preparadas utilizando dois cimentos resinosos fotoativados (Variolink Veneer; RelyX Veneer) e um cimento resinoso de presa dual (Variolink II). Os cimentos foram fotoativados por meio de uma unidade de LED (bluephase ®) com três diferentes tempos de fotoativação (10, 20 e 30 s), sob duas cerâmicas (IPS e.max) de espessuras diferentes (0; 0,75 e 2 mm). Quarenta e cinco grupos foram incluídos, cada um contendo seis películas. As amostras foram armazenadas depois da fotoativação durante 24 h, a 37 °C, mantendo as condições de umidade com água destilada. As propriedades micromecânicas dos cimentos foram mensuradas em um microdurômetro automático (Fisherscope H100C). Para cada amostra, foram realizadas 10 indentações, totalizando 60 medições por grupo. As propriedades micromecânicas dos cimentos resinosos foram estatisticamente analisadas (SPSS 17.0). Foram observadas diferenças significativas entre as propriedades micromecânicas dos cimentos resinosos para o tempo de 30 s de fotoativação ($p < 0,05$). O cimento Variolink II apresentou os maiores valores de módulo de elasticidade ($E = 11,0 \pm 0,5$), e de dureza Vickers ($HV=48,2 \pm 3,2$) e os menores valores em fluidez ($Cr = 4,3 \pm 0,1$) e

deformação elástico-plástica ($We/W_{tot} = 38,6 \pm 0,7$) seguido pelo RelyX Veneer ($E = 6,9 \pm 0,3$, $HV = 33,0 \pm 2,5$, $Cr = 4,6 \pm 0,2$; $We/W_{tot} = 41,8 \pm 1,0$) e Variolink Veneer ($E = 4,4 \pm 0,4$, $HV = 20,1 \pm 2,6$, $Cr = 5,0 \pm 0,2$, $We/W_{tot} = 43,7 \pm 1,3$). Os cimentos resinosos de presa dual apresentaram valores mais elevados das propriedades micromecânicas em comparação com os cimentos resinosos fotoativados. O efeito do tipo de cimento resinoso nas propriedades micromecânicas dos cimentos resinosos foi superior ao efeito do tempo de fotoativação, do tipo cerâmico e da espessura da cerâmica respectivamente.

Devido à disponibilidade de um grande número de agentes de cimentação na Odontologia, a seleção adequada pode ser uma tarefa difícil. Geralmente se baseia na praticidade, experiência e preferência do profissional e menos no conhecimento aprofundado das propriedades dos materiais que são utilizados para cimentação. Pameijer (2012) realizou uma revisão literária, como objetivo de apresentar uma visão geral dos agentes cimentantes atuais e discutir biocompatibilidade, propriedades físicas e outras que tornam um cimento particular a escolha de preferência, dependendo da indicação clínica. A seleção adequada de um agente cimentante é uma decisão de grande importância em uma série de passos que requerem a execução meticulosa de etapas para atingir o sucesso a longo prazo de restaurações fixas. Não são feitas recomendações para utilizar um cimento comercial particular para uma situação hipotética clínica, embora o autor reconheça que alguns têm melhores propriedades do que outros. O autor destaca o fato do cimento de fosfato de zinco ter sido utilizado por quase cem anos e ainda estar sendo considerado o padrão "ouro" em determinadas situações. A utilização dos cimentos resinosos surgiu como alternativa para os cimentos de reação ácido-base, com uma reação baseada na polimerização. Destaca o comportamento de monobloco atingido pelo conjunto restauração-cimento-substrato após a cimentação. Ressalta o fato da utilização destes cimentos gerarem uma espessura maior de

cimentação, sendo inadequados para alguns materiais. Chama atenção também para o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, destacando a sua limitada utilização quanto à adesão às cerâmicas e à estrutura dental. Além disso, algumas formulações iniciais exibiram sorção de água em excesso, causando expansão do cimento e resultando freqüentemente na fratura da cerâmica. O autor finaliza a descrição dos cimentos com os cimentos auto adesivos, que não necessitam de pré-tratamentos e utilização de agentes de união para viabilizar sua utilização. A escolha é unicamente de responsabilidade do Cirurgião-dentista. O apêndice é concebido como um guia para o profissional em direção a uma escolha recomendada comumente encontrada em cenários clínicos e recomenda a utilização de cimentos resinoso para cerâmicas livres de metal (inlays, onlays, coroas), aceitando também a utilização de cimentos autoadesivos.

Tolidis et al. (2012), avaliaram as propriedades mecânicas dos agentes resinosos cimentantes contemporâneos sob diferente condições e temperaturas. Os materiais testados foram: Choice 2 (CH), Clearfil Esthetic Cement (EC), Resicem (RC) e RelyX Unicem (RX). Cada material foi analisado após 24 h de armazenamento à 21 °C em ambiente seco e 100% de umidade a 21, 37 e 50 °C em testes dinâmicos e estáticos. Foram calculados os módulos de cisalhamento e flexão, perda de tangência, viscosidade dinâmica e coeficiente de Poisson. Os cimentos de resina foram também submetidos a testes de deformação sob diferentes cargas constantes durante 3 h e um tempo de recuperação de 50 h. O material que apresentou maior módulo de elasticidade foi CH, enquanto os menores valores foram observados para RX. O módulo de elasticidade está relacionado com a deformação do cimento e a criação de fendas marginais. Um material com maior módulo de elasticidade pode resistir melhor a tensões presentes na contração de polimerização e limitar o potencial de infiltração que poderia ser um fator auxiliar no surgimento de cáries secundárias e sensibilidade dentária. Todos os

cimentos foram afetados pela presença de água, sendo RX o menos afetado, e pelo aumento da temperatura, sendo RC o menos susceptível. Nenhum dos materiais exibiu uma recuperação completa após os testes de deformação. A deformação permanente variou de 0,43% a 5,53%. Os cimentos testados não apresentaram grandes mudanças sob as diferentes condições de teste. O comportamento dos cimentos foi satisfatório para restaurações que não exigem aumento das propriedades mecânicas. No entanto, em caso de tensões de suporte de restaurações as condições da cavidade oral podem afetar o desempenho destes materiais.

2.4 Simulação dos tecidos

A inclusão de materiais análogos à dentina, em pesquisas com diferentes materiais, pode reproduzir a capacidade óssea de deflexão das cargas mastigatórias para que os testes de carga de fratura atinjam valores mais próximos da realidade clínica. Os dentes humanos são capazes de suportar as cargas mastigatórias graças à distribuição adequada destas tensões sobre os tecidos de suporte (osso e ligamento periodontal).

Yi e Kelly (2008) investigaram se a área de contato influenciaria nas cargas necessárias para a formação de fissuras subsuperficiais em espécimes cerâmicos unidos a um material análogo à dentina. Foram confeccionados discos cerâmicos (0,5; 1,0 e 1,5 mm de espessura) e em seguida unidos a bases simulando a dentina. O conjunto foi submetido à aplicação de carga até a fratura por um pistão de alumínio com diâmetros de 1, 2 ou 3 mm. A primeira trinca do conjunto foi detectada utilizando o método de emissão acústica. Análises de elementos finitos pré-teste e pós-teste foram utilizadas para modelar o

experimento e para calcular as tensões de falha subsuperficiais. Foram observadas diferenças significativas nos valores de carga de fratura de acordo com a espessura da cerâmica e do diâmetro do pistão ($p < 0,05$; ANOVA e post-hoc Scheffe). Os valores de falhas encontrados foram proporcionais aos valores de espessura da cerâmica. Para todas as espessuras, valores de resistência superiores foram encontrados para os pistões de 3mm em relação aos de 1mm. Através da análise de elementos finitos foi observado para espessura de 1 mm de cerâmica, a presença de diferença significativa dos valores de carga de fratura quando utilizado pistões de 1 mm (168 MPa) ou 3 mm (60 MPa). Foi constatado que tanto a espessura da cerâmica quanto o tamanho do contato podem ser clinicamente controlados para aumentar a capacidade de suportar cargas das coroas totalmente cerâmicas. Estes resultados sugerem que os pistões esféricos não criam condições de contato clinicamente similares.

Buscando determinar um protocolo de teste que pudesse reproduzir os tipos de fratura que são verificadas clinicamente em cerâmicas dentais, isto é, com a origem da fratura na superfície de cimentação, Kelly et al. (2010), testaram três diferentes materiais para pistão (indentadores): aço inoxidável, alumínio e resina epóxica com reforço de fibras de vidro (G-10). A formação de fraturas em cone ocorreu frequentemente com pistão de aço e uma vez com pistão de alumínio. Com G-10, que apresenta propriedades visco-elásticas semelhantes às da dentina, não foram verificadas trincas em cone. Quando a ponta foi envolvida por um tubo de aço, o pistão foi capaz de suportar cargas de até 1200 N. Eles também sugeriram o uso do material como um análogo da dentina, pois essa resina epóxica reforçada por malha de fibra de vidro (NEMA grade G10) apresenta comportamento puramente elástico, curva tensão-deformação com a mesma inclinação (módulo elástico) da dentina e resistência de união a cimento resinoso levemente melhor que da dentina.

Madina et al. (2010), avaliaram a retenção de coroas unitárias com ângulos cônicos cimentadas com dois métodos de condicionamento de superfície. Trinta e dois molares humanos recém-extraídos foram divididos em dois grupos (n = 16) e preparados de forma padronizada, com angulações de 10° e 26°. Coroas unitárias cerâmicas (IPS e.max Press) foram fabricadas para os dentes preparados. Estas foram subdivididas em dois grupos (n = 8), de acordo com o tipo de condicionamento de superfície. Metade dos grupos foi condicionada com ácido fluorídrico e silanizada, e a outra metade foi condicionada com jateamento com partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica e silanizadas. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso (Panavia F 2.0). A retenção foi mensurada em uma máquina de ensaios universal. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as forças de retenção para as angulações de 10° e 26° quando as coroas foram condicionadas por jateamento com partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica (613 ± 190 N e 525 ± 90 N, respectivamente), ou condicionamento com ácido fluorídrico e silanização (550 ± 110 N e 490 ± 130 N por 10° e 26°, respectivamente) (p = 0,32). Nem o tipo de condicionamento de superfície, nem o ângulo do preparo afetaram a retenção das coroas cimentadas. As coroas condicionadas através do jateamento com partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica e silanização não apresentaram diferenças significativas do condicionamento com ácido fluorídrico e silanização. Sendo assim, o primeiro pode ser visto como preferencial para condicionamento de superfícies destas coroas para evitar o uso do ácido fluorídrico, que representa perigo no consultório.

Miyashiro et al. (2011), buscaram validar o uso do poliuretano nos estudos biomecânicos *in vitro* de próteses implantossuportadas. Foram obtidas 45 barras de poliuretano (Axson) após a mistura dos dois reagentes, A - catalisador e B - base. Os espécimes foram confeccionados variando a proporção entre os dois

reagentes, sendo que no grupo 1 foi vertido mais catalisador que base, no grupo 2 foi seguida a proporção do fabricante (1/1) e no grupo 3, a parcela de base foi maior que a do catalisador. Foi realizado o teste de tração para calcular o módulo de elasticidade. Houve diferença estatisticamente significativa entre os módulos de elasticidade do grupo 1 e 2, 1 e 3, sendo que os grupos 2 e 3 foram estatisticamente similares. O grupo 2 apresentou a maior média do módulo de elasticidade, e estes valores foram compatíveis aos valores encontrados para ossos humanos mandibulares, reportados na literatura. Os autores recomendam que seja seguida a proporção do fabricante para obter as melhores características mecânicas e de manipulação do poliuretano.

Moretti Neto et al. (2011), também variavam a proporção entre os reagentes A e B do poliuretano para verificar se eles apresentavam módulo de elasticidade compatível ao de modelos ósseos. Quarenta retângulos de poliuretano foram confeccionados com cinco variações da proporção A/B entre os reagentes: GA- 0,5 / 1,0; GB- 0,8 / 1,0; GC- 1,0 / 1,0; GD- 1,2 / 1,0 e GE- 1,5 / 1,0. O módulo de elasticidade foi calculado baseado nos resultados do teste de compressão. Houve diferença estatística do módulo de elasticidade entre os grupos testados, sendo que a maior média foi encontrada para o Grupo C. Foi concluído que o poliuretano confeccionado com a proporção 1,0 / 1,0 apresentou as melhores propriedades mecânicas e apropriado módulo de elasticidade para simular tecido ósseo *in vitro*.

O objetivo do estudo de Soares et al. (2005), foi avaliar a influência da simulação do ligamento periodontal e do método de simulação do tecido ósseo na carga de fratura e nos modos de falhas de dentes bovinos. As 80 raízes bovinas foram cobertas com 0,2 a 0,3 mm de cera abaixo da junção amelo-cementária, e inseridas em cilindros de resina acrílica ou de poliestireno. A cera foi removida e em seu espaço foi inserido poliéter, polissulfeto ou poliuretano elastomérico, sendo que em um grupo de cada resina, os dentes foram inseridos diretamente na

resina. Os dentes foram submetidos ao teste de compressão: naqueles em que nenhum material foi utilizado para a simulação do ligamento periodontal as falhas ocorreram acima do cilindro de resina, enquanto que para os outros grupos, as falhas foram na porção radicular. Quando era utilizada a resina acrílica, a ausência de ligamento periodontal levou a valores maiores e significativos de carga de fratura. Já para a resina de poliestireno, a utilização de poliéter resultou em valores maiores e significativos de carga de fratura. A simulação do ligamento periodontal levou a uma melhor distribuição de tensões, o que foi confirmado pelos modos de falha, porém não influenciou tanto nos valores de carga de fratura. O material utilizado para embutimento das raízes também não afetou os valores de carga de fratura.

Para elucidar a adequada simulação do ligamento periodontal, Sterzenbach et al. (2011), avaliaram três materiais (poliuretano elastomérico, poliéter e polissiloxano) utilizados para este fim. Os 30 pré-molares, além disso, foram incluídos em resina acrílica, 2 mm abaixo da junção amelocementária ou com simulação da perda de 50% do osso alveolar. Foi aplicada uma carga de 30 N, paralela e perpendicular ao longo eixo do dente. A curva de tensão de deflexão e a deflexão máxima foram analisadas. A simulação da perda óssea não levou a alterações significativas nos valores de deflexão, porém a utilização de poliuretano elastomérico levou a valores mais baixos de deflexão. Os autores concluíram que o polissiloxano também é adequado para simulação do ligamento periodontal laboratorialmente.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo do trabalho foi avaliar a carga de fratura de coroas de dissilicato de lítio frente a diferentes protocolos de cimentação.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material utilizado

Os principais materiais utilizados estão dispostos a seguir no Quadro 1.

Quadro 1 - Materiais utilizados para o estudo, com sua descrição, fabricante e lote

Materiais	Nome comercial	Fabricante	Lote
Cerâmica	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	R31993
Cimento resinoso dual com MDP	Panavia F2.0	Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japão	051222
Cimento resinoso autoadesivo	Rely XU100	3M ESPE, Seefeld, Alemanha	459966
Cimento de ionômero de vidro	Rely XLutting 2	3M ESPE, Seefeld, Alemanha	1220700289
Cimento fosfato de zinco	Cimento de zinco	S.S. White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, Brasil	0260312
Agente de união silano	Monobond-S	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	P70737
Ácido Fluorídrico a 5%	Condicionador de Porcelanas	Formula & Ação, São Paulo, Brasil	001237
Sistema adesivo	Multilink Primer A e Primer B	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	M87509

4.2 Delineamento do estudo

O delineamento experimental deste estudo pode ser observado na Figura 1.

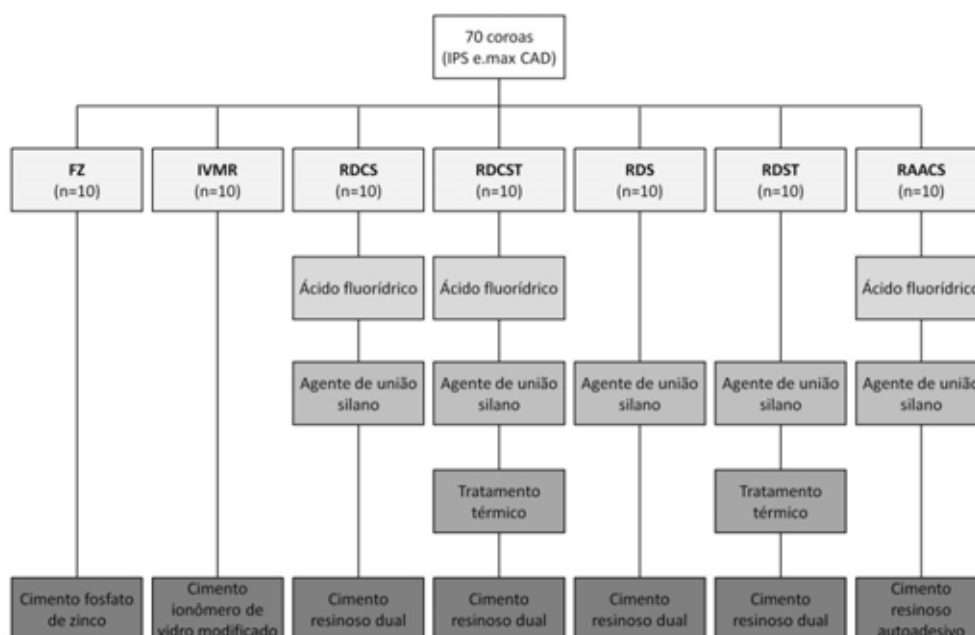


Figura 1 - Delineamento do Estudo.

4.3 Preparo das bases em G-10

O material utilizado é considerado análogo à dentina no que diz respeito às suas propriedades elásticas e de resistência de união à resina composta (Kelly et al., 2010). Bastões de 20 mm de diâmetro de um material análogo à dentina, à base de resina epóxi reforçada por malha de fibra de vidro (NEMA grade G10, International Paper, Hampton, SC, EUA) foram seccionados para a obtenção dos preparos coronário e

radicular. A construção morfológica deste preparo foi realizada por meio da criação de um volume sólido em três dimensões em um programa CAD (Rhinoceros version 4.0, Robert McNeel and Associates) (Figura 2).



Figura 2 - Morfologia do preparo em volume sólido tridimensional.

Para a padronização dos preparos foi utilizada a fresa do sistema de usinagem, onde forma do término marginal (chanfro longo) e inclinação do preparo (6°) foram determinados por meio de desgaste mecânico. O preparo padronizado da porção radicular foi realizado com a mesma fresa.

Foram utilizadas 70 bases de G-10 fresadas. Estas bases tiveram suas dimensões fresadas para simulação do preparo dental e para simulação da anatomia radicular. O preparo do G-10 foi padronizado seguindo a seqüência: fresagem coronal, fresagem radicular (Figura 3). Foi utilizada uma fresa para cada dez preparos de G-10.



Figura 3 - Base em G-10 fresada.

Posteriormente, as bases fresadas foram demarcadas, com auxílio de um paquímetro digital (Absolute Digimatic Caliper Series 500, Mitutoyo Sul Americana Ltda, Suzano, SP, Brasil), 2,0 mm abaixo da junção cimento-esmalte (pré-determinada como região do término do preparo) (Figura 4).



Figura 4 - Demarcação da base fresada.

Com auxílio de um paralelômetro B2 (Bio-art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, SP, Brasil) uma cobertura uniforme, de 0,3 mm de espessura, foi obtida por meio da imersão (2 s) das bases em cera plástica fluída específica para imersão (PW 1 Plástica - Kota Import's, São Paulo, SP, Brasil), não invadindo a demarcação realizada (Figura 5). A fluidez constante da cera foi obtida por meio de aparelho elétrico para aquecimento de cera (Termoclean, Taiff, São Paulo, SP, Brasil) com regulagem de temperatura a 90 °C confirmada por termômetro.



Figura 5 - a) Base antecedendo a imersão; b) Cera PW 1 plástica; c) Aparelho para aquecimento da cera; d) Base após a imersão em cera.

Em seguida, a base foi posicionada com auxílio de delineador no interior de um padrão metálico com formato cilíndrico

(diâmetro: 15 mm; altura: 20 mm), onde foi vertido poliuretano (F16, Axson, Cergy, França) (Figura 6).



Figura 6 - Inserção da base em poliuretano.

Para reproduzir a mobilidade fisiológica do dente natural, a porção radicular foi coberta com poliéter (Impregum, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) simulando o ligamento periodontal (Rosentritt et al., 2006). Após a polimerização do poliuretano, o conjunto foi imerso em água a 75 °C por 1 min para remoção da camada de cera e posterior aplicação do poliéter ao redor da superfície radicular. A base foi novamente posicionada no interior dos cilindros de poliuretano e após a polimerização do material elastomérico, seu excesso removido com uma lâmina de bisturi nº 15 (Lamedid Comercial e Serviços Ltda, Barueri, SP, Brasil) ao nível cervical radicular, 2,0 mm aquém da junção cimento-esmalte (Figura 7).

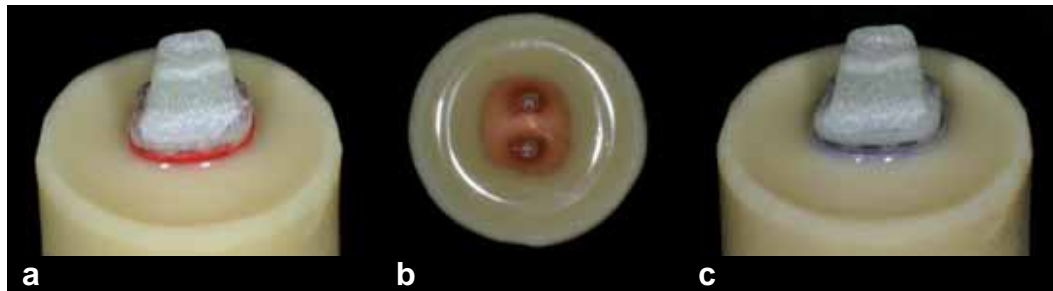


Figura 7 - a) Poliuretano polimerizado com base revestida por cera; b) Poliuretano após remoção da cera; c) Poliuretano após aplicação do poliéter.

4.4 Preparo das coroas

Para que as coroas totalmente cerâmicas com anatomia e dimensões padronizadas pudessem ser obtidas, utilizou-se o sistema CAD/CAM (Cerec inLab; Sirona, Bensheim, Alemanha). O preparo em G-10 recebeu uma camada de pó à base de dióxido de titânio anti-reflexão Cerec Optispray (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e foi posicionado no escâner digital acoplado à unidade fresadora (inEos Blue; Sirona, Bensheim, Germany) (Figura 8).

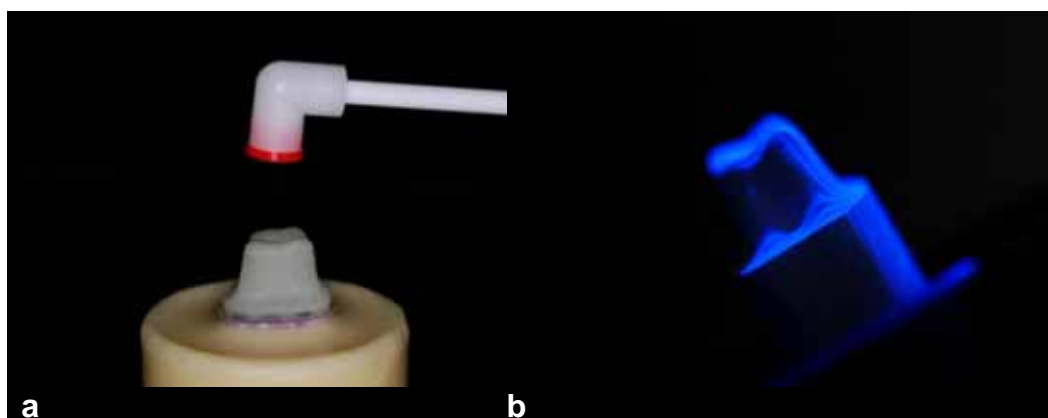


Figura 8 - a) Aplicação do Cerec Optispray; b) Escaneamento do preparo.

As respectivas imagens foram transferidas e armazenadas em computador. Com o auxílio do software associado ao sistema (inLab 3D; Sirona, Bensheim, Alemanha) as coroas foram desenhadas. A partir do banco de dentes do programa, foi possível padronizar o desenho da coroa e anatomia oclusal selecionando como modelo padrão a coroa do dente 37 para todos os preparos (Figura 9).

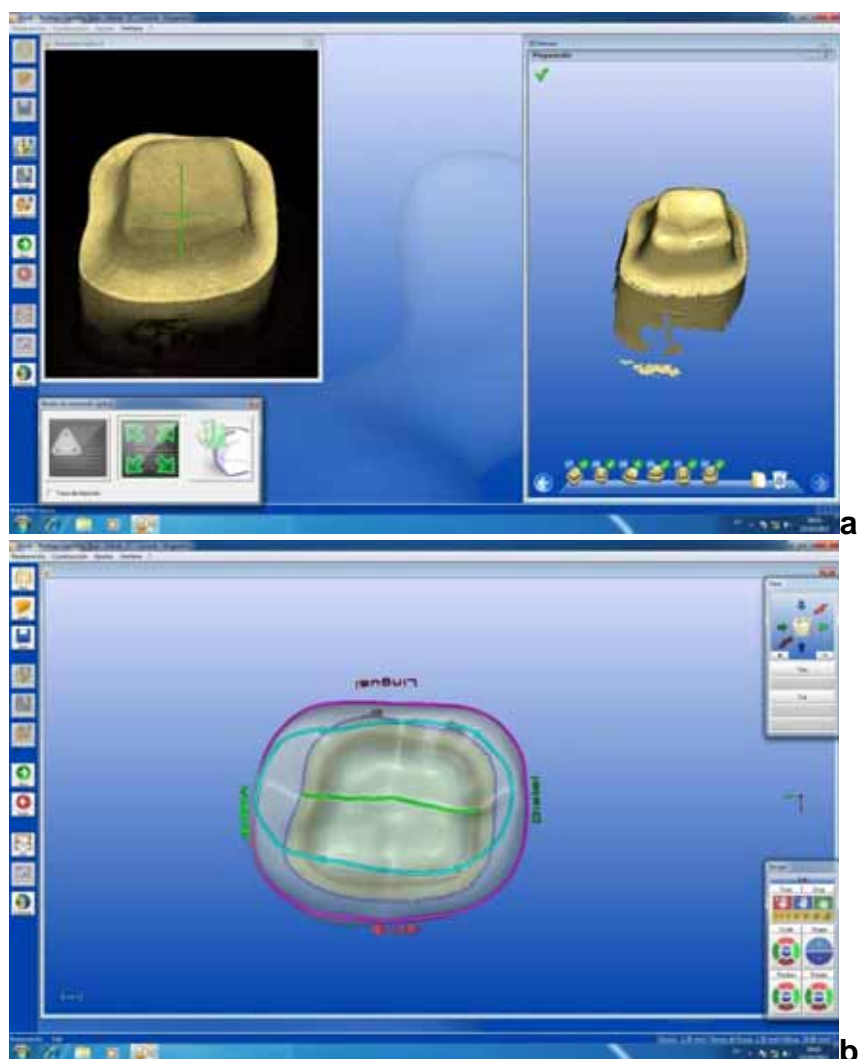


Figura 9 - Seqüência para confecção da coroa: a) Escaneamento do preparo; b) Determinação das linhas da coroa; c) Vista oclusal da coroa; d) Adaptação da coroa; e) Posicionamento da coroa em relação ao bloco a ser usinado.

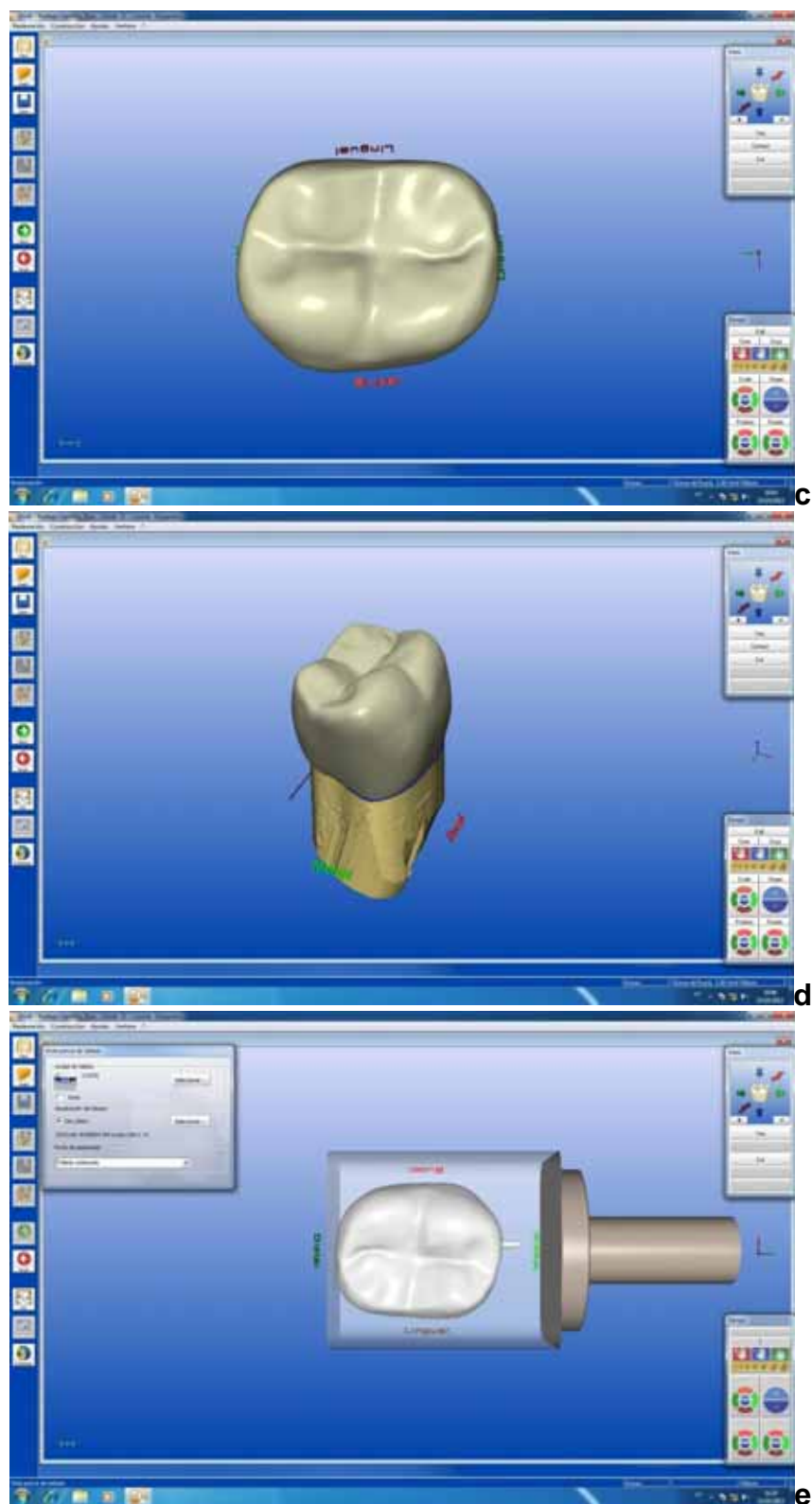


Figura 9 - Seqüência para confecção da coroa: a) Escaneamento do preparo; b) Determinação das linhas da coroa; c) Vista oclusal da coroa; d) Adaptação da coroa; e) Posicionamento da coroa em relação ao bloco a ser usinado.

As dimensões de todas as coroas foram padronizadas em virtude da utilização das bases em G-10. Foi utilizado ainda o valor de 70 μm de alívio no programa, correspondente ao espaço do cimento.

Estas informações foram transmitidas à unidade fresadora do sistema, onde os blocos de cerâmica parcialmente sinterizados (cor LTA3/ C14, IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Figura 10).

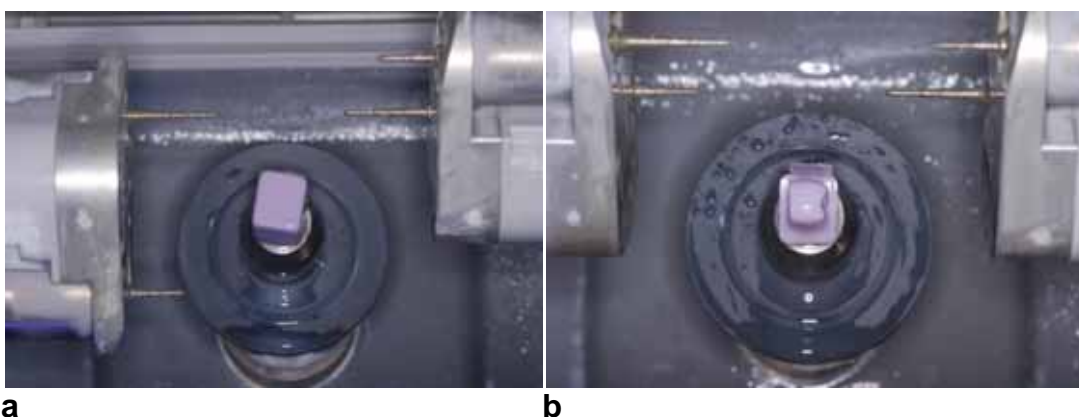


Figura 10 - a) Bloco no início do processo de usinagem; b) Bloco no final do processo de usinagem.

Após a usinagem das coroas, a integridade das mesmas foi avaliada por microscópio óptico 30x (Mitutoyo MF, Mitutoyo Ltda, Tokyo, Japan). Coroas que apresentassem trincas ao longo de sua extensão, bem como lascas ou bordas marginais irregulares seriam descartadas (não houve coroas descartadas).

Posteriormente, as coroas foram levadas ao interior do forno cerâmico (P300; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) para o processo de cristalização da cerâmica que conferiu a resistência final do material. Neste forno há um programa específico para este procedimento, que regula a velocidade gradual de fechamento/abertura do mesmo, bem como aquecimento e resfriamento. A temperatura máxima para a cristalização foi 840 $^{\circ}\text{C}$ (1544 $^{\circ}\text{F}$) (Figura 11).

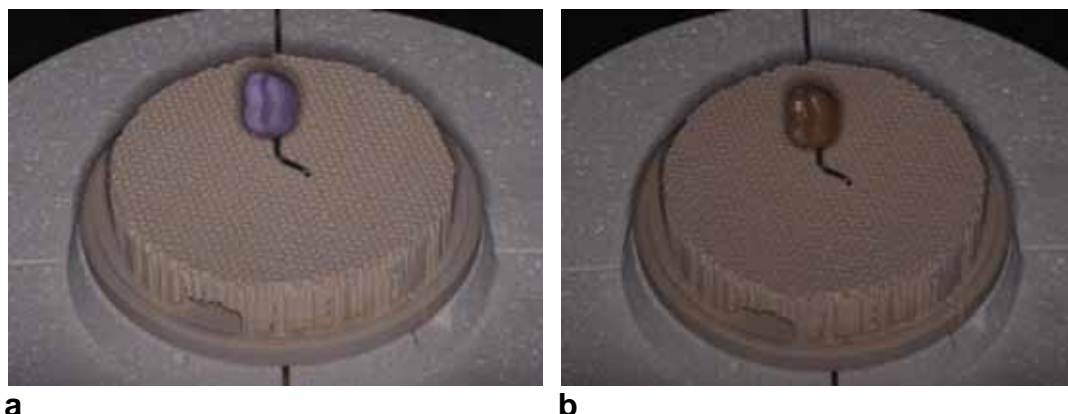


Figura 11 - a) Coroa antes da cristalização; b) Coroa após a cristalização.

4.5 Análise da espessura da película de cimento

Após a cristalização das coroas cerâmicas, seguindo as orientações do fabricante, a espessura da película de cimento de uma coroa de cada grupo sobre os respectivos preparos, escolhida aleatoriamente, foi avaliada utilizando a técnica cimento-análogo ou réplica com uma silicona de adição fluída de consistência leve (Elite HD Light Body, Zhermack, Badia-Polesine, Rovigo, Itália) (McLean, Von Fraunhofer, 1971; Rahme et al., 2008). Analogamente a um cimento resinoso, o material elastomérico foi manipulado, segundo as orientações do fabricante, e aplicado no interior de cada coroa. Estas foram assentadas sob pressão digital nos respectivos preparos e a seguir, o conjunto permaneceu em um paralelômetro modificado por 10 min para aplicação de carga estática de 750 g (Figura 12).

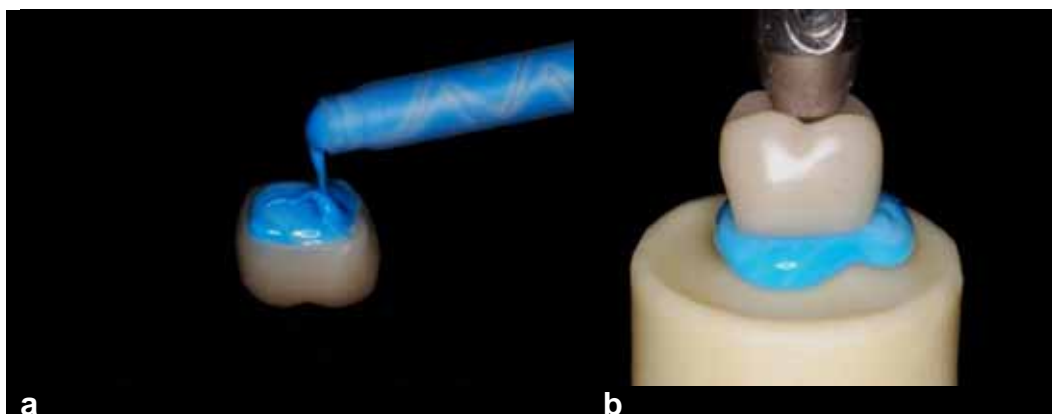


Figura 12 - a) Aplicação do material elastomérico no interior da coroa; b) Aplicação da carga estática através de um paralelômetro modificado.

Após a polimerização do material, as coroas foram removidas e foi aplicado sobre o material elastomérico outra silicona de adição fluída de consistência regular (Elite HD Regular Body, Zhermack, Badia-Polesine, Rovigo, Itália) até o seu preenchimento completo para que a película de cimento-análogo fosse removida sem danos (Figura 13).

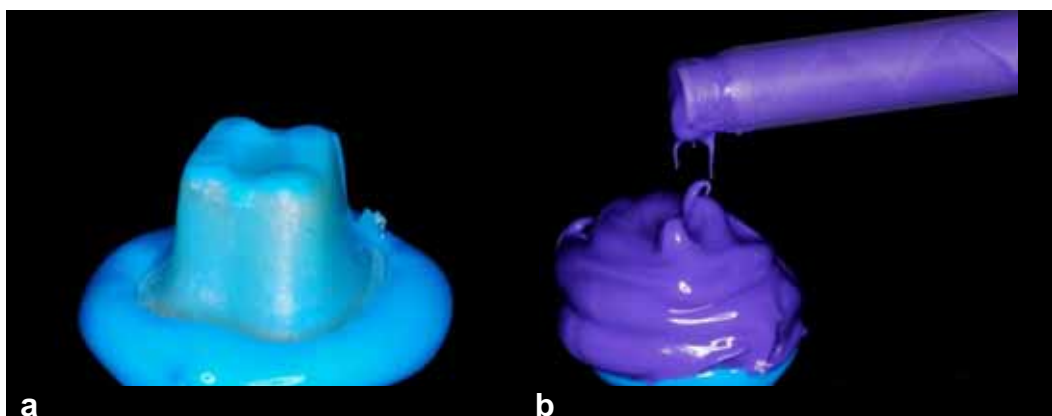


Figura 13 - a) Película gerada após a remoção da coroa; b) Aplicação do material elastomérico de consistência regular.

A face vestibular do conjunto foi demarcada, bem como o posicionamento espacial da película identificando o centro da mesma, no sentido vestibulo-lingual. A partir da face vestibular e do centro da coroa, foi realizado um corte único (Sentido méso-distal) com lâmina de estilete

dividindo o bloco em dois lados: hemiface A e hemiface B. Para cada hemiface, 7 regiões da película tiveram sua espessura mensurada em estéreomicroscópio (Discovery V-20, Zeiss, Alemanha) na magnificação de 30x. Determinando desta forma a espessura de cimento presente em todas as coroas (Figura 14).

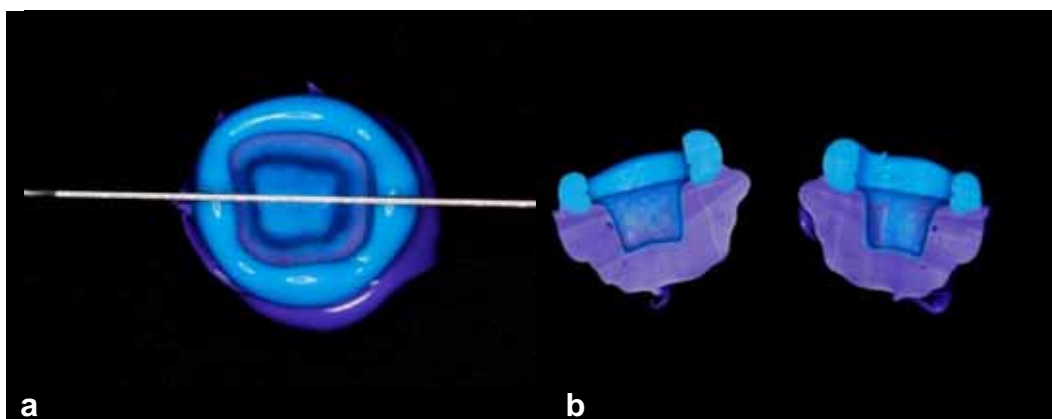


Figura 14 - a) Corte com lâmina de estilete; b) Hemifaces obtidas.

Através da técnica do cimento-análogo, pode-se observar o padrão uniforme de espessura de cimento obtido para todos os grupos do estudo (Região cervical-75 μm ; Região lateral-106 μm ; Região oclusal-107 μm). As medidas obtidas se encontram no limiar de aceitação clínico descrito pela literatura (Figura 15).

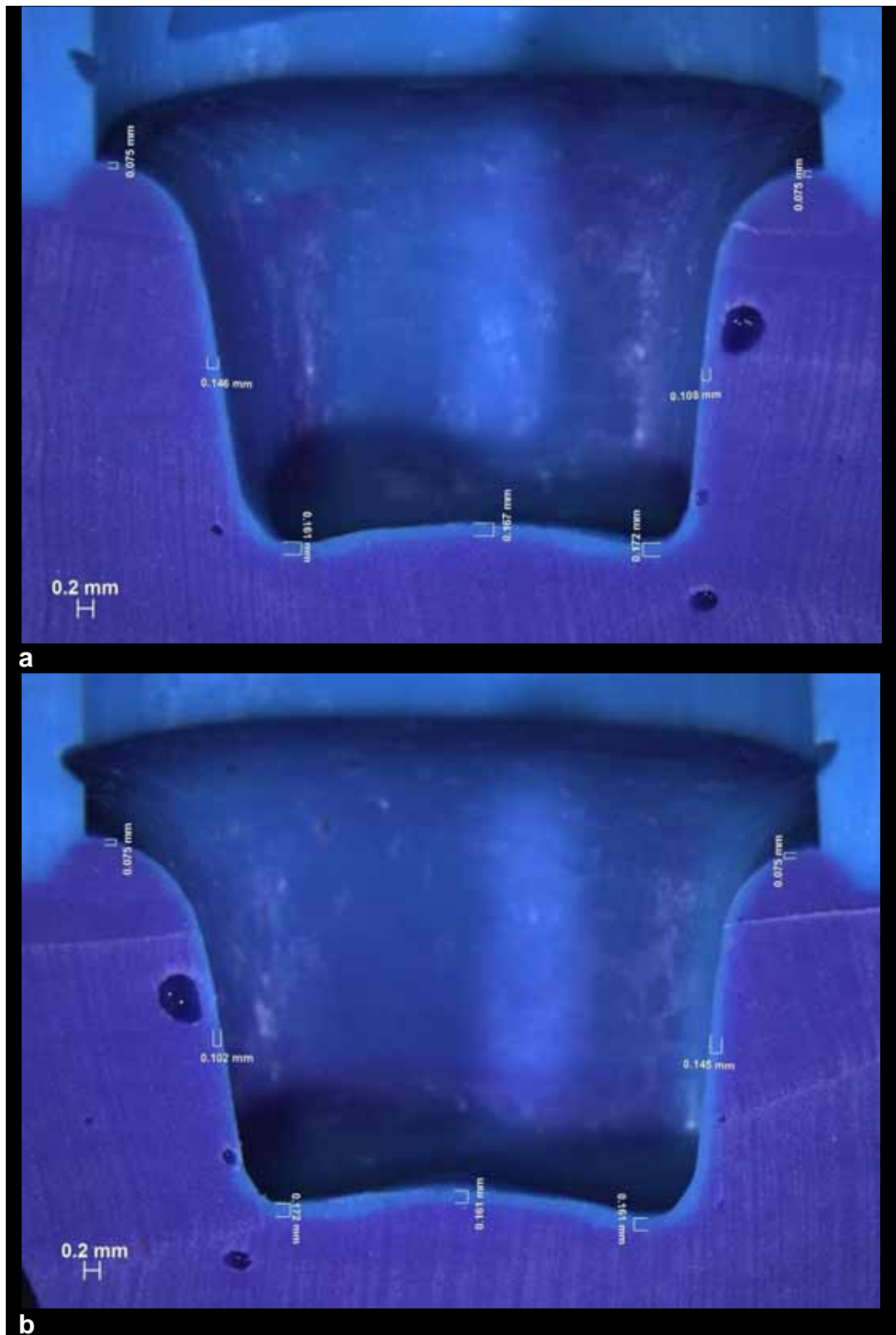


Figura 15 - Imagem representativa do padrão de espessura da linha de cimento: a) Hemi face 1; b) Hemi face 2.

4.6 Tratamento de superfície das bases em G-10

Inicialmente, as bases foram limpas em ultra-som com água destilada por 5 min.

Para os Grupos **FZ**, **IVMR** e **RAACS**, as bases não receberam tratamento de superfície após a limpeza.

Para os Grupos **RDCS**, **RDCST**, **RDS** e **RDST**, após a limpeza, aplicou-se uma mistura de primers (Multilink Primer A e B) para tratamento pré-cimentação da dentina. Estes foram misturados na proporção de 1:1, recomendada pelo fabricante, e aplicado sobre a base com auxílio de um aplicador descartável, de forma ativa, por 15 s. Posteriormente, o excesso de material foi removido com um jato de ar, até que a película móvel do líquido não estivesse mais visível (Figura 16).

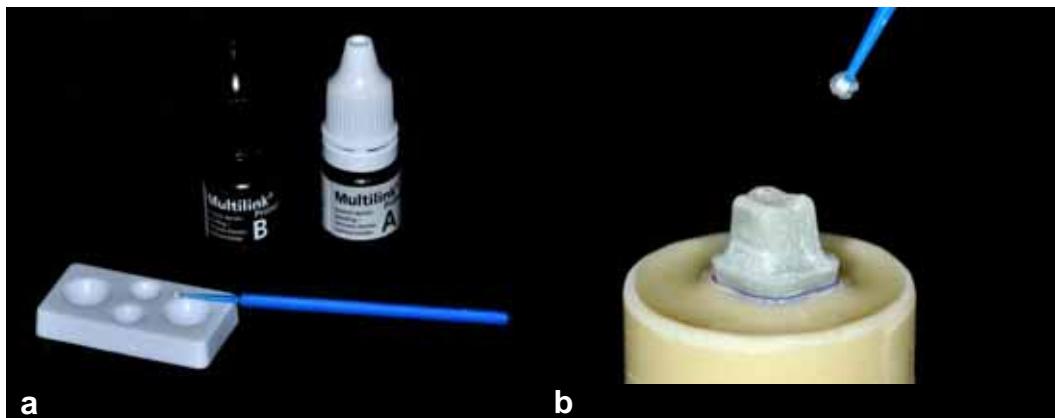


Figura 16 - a) Material utilizado; b) Aplicação da mistura de primers sobre base em G-10.

4.7 Tratamentos de superfície das coroas

Inicialmente, as coroas foram limpas em ultrassom com água destilada por 5 min.

Os Grupos **FZ** e **IVMR** não receberam tratamento de superfície após a limpeza.

Os grupos **RDCS**, **RDCST** e **RAACS** tiveram as superfícies internas das coroas condicionadas com ácido fluorídrico à 5% por 20 s e posteriormente lavada com spray de ar/água por 60 s. Em seguida, foram submetidas à limpeza em ultra-som por 5 min e secas (Figura 17).

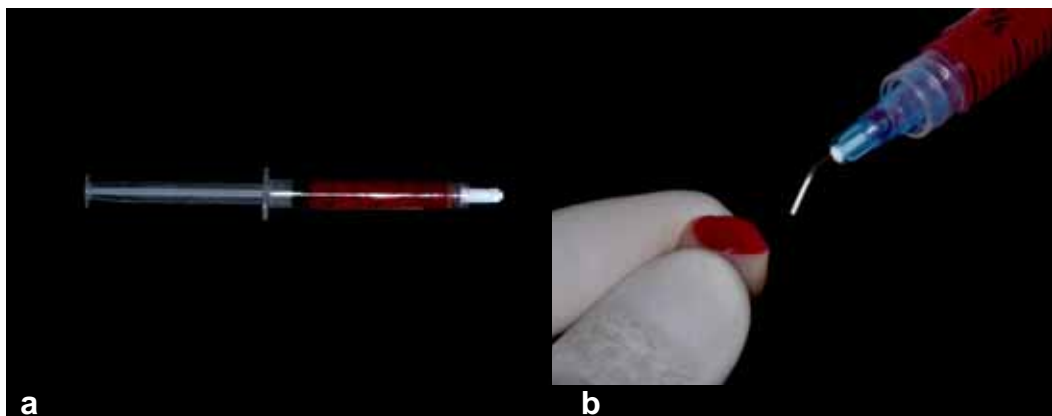


Figura 17 - a) Material utilizado; b) Aplicação do ácido fluorídrico à 5%.

Os Grupos **RDCS**, **RDCST**, **RDS**, **RDST** e **RAACS**, após o preparo de suas coroas, foram submetidos à aplicação ativa do agente de união silano por 1 min (Figura 18).

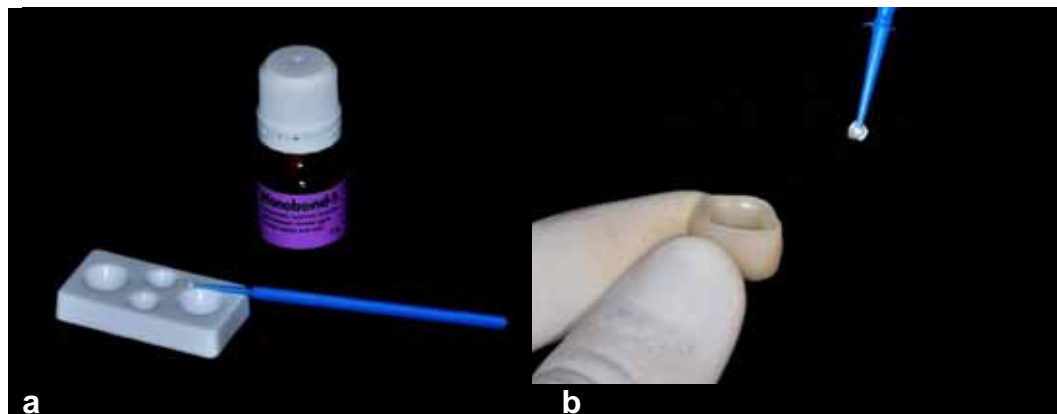


Figura 18 - a) Material utilizado; b) Aplicação do agente de união silano.

Os grupos **RDCST** e **RDST**, após aplicação do agente de união silano, foram submetidos ao tratamento térmico em um forno para anel F-1800 (EDG, SP, Brasil) sob a temperatura de 100 °C durante 2 min (de Carvalho et al., 2011; Hooshmand et al., 2002).

4.8 Cimentação das coroas

Para o Grupo **FZ**, o cimento foi proporcionado segundo as recomendações do fabricante sobre um bloco de espatulação e misturado com uma espátula plástica por 60 s (Figura 19).



Figura 19 - Cimento fosfato de zinco.

Para o Grupo **IVMR**, o cimento foi proporcionado segundo as recomendações do fabricante sobre um bloco de espatulação e misturado com uma espátula plástica por 20 s (Figura 20).



Figura 20 - Cimento de ionômero de vidro modificado por resina.

Para os Grupos **RDCS**, **RDCST**, **RDS** e **RDST**, o cimento foi proporcionado segundo as recomendações do fabricante sobre um

bloco de espatulação e misturado com uma espátula plástica por 20 s (Figura 21).

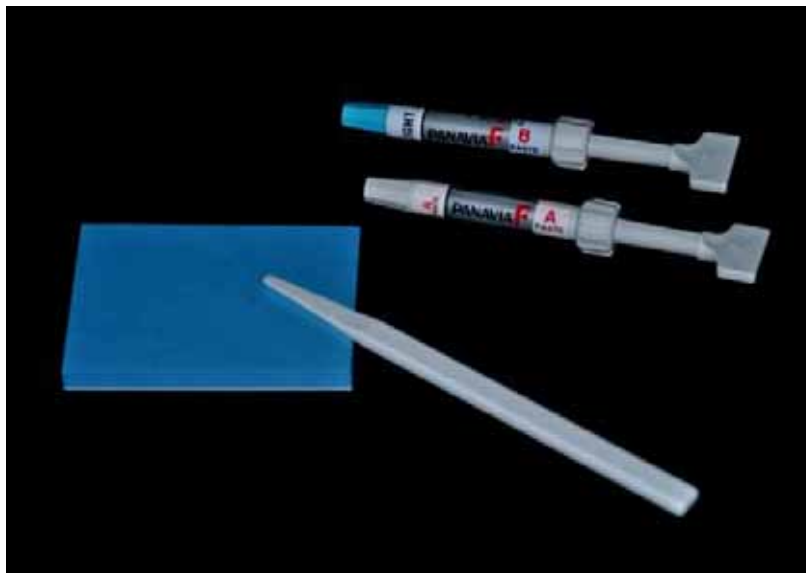


Figura 21 - Cimento resinoso dual.

Para o Grupo **RAACS**, o cimento foi proporcionado segundo as recomendações do fabricante sobre um bloco de espatulação e misturado com uma espátula plástica por 20 s (Figura 22).



Figura 22 - Cimento resinoso autoadesivo.

Após a espatulação, para todos os grupos, o cimento foi aplicado nas margens internas da coroa. Cada coroa foi posicionada, inicialmente, com leve pressão manual sobre o preparo em G-10 até o completo assentamento. Posteriormente, uma carga de 750 g foi aplicada em um delineador modificado durante 5 min. O excesso de cimento foi removido com explorador após 2 min (Figura 23).

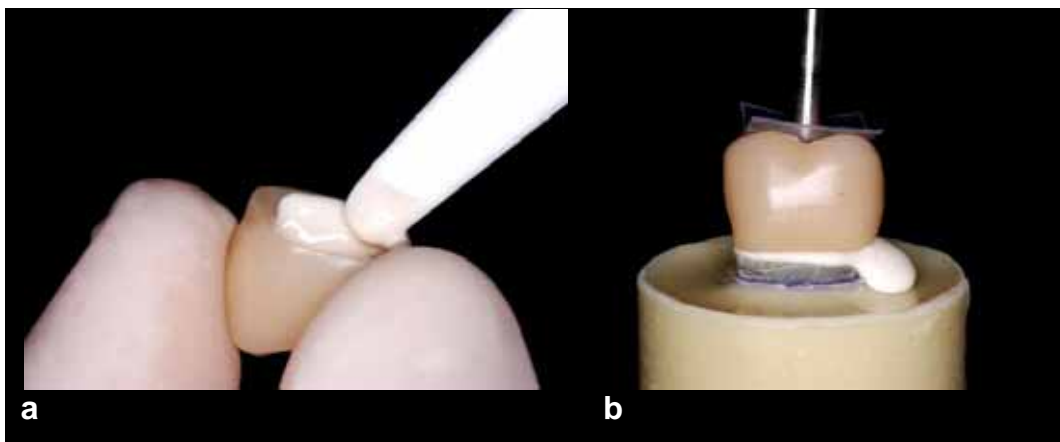


Figura 23 - a) Aplicação do cimento; b) Aplicação da carga para cimentação.

Para os Grupos **RDCS**, **RDCST**, **RDS**, **RDST RAACS**, após a remoção dos excessos, realizou-se a fotoativação de cada face (Oclusal, mesial, distal, lingual e vestibular) por 20 s com LED 1200 mW / cm² (Ratii Cal, SDI, Australia).

Após a cimentação, as coroas foram armazenadas em estufa (Estufa Orion de cultura 502, Fanem, Brasil), imersas em água destilada a uma temperatura de 37 °C por 24 h, antes do início da ciclagem termomecânica.

4.9 Ciclagem termomecânica

A ciclagem termomecânica (Cicladora ERIOS, modelo ER – 37000) foi realizada submetendo as amostras a cargas de 100 N em 2.000.000 ciclos, com frequência de 4 Hz. Durante o teste, todas as amostras alcançaram um equilíbrio térmico entre 5 ° e 55 °C com duração de 60 s cada ciclo, e com uma pausa intermediária de 30 s mantidos por um controlador termostático.

Os pistões maciços de aço inoxidável utilizados durante a ciclagem apresentavam ponta semiesférica com 4 mm de diâmetro e foram posicionados no centro da face oclusal de cada coroa. Na extremidade do pistão foi posicionada uma película de acetato interposta entre este e a superfície cerâmica, para evitar a indução de microtrincas na superfície oclusal da cerâmica (Figura 24).

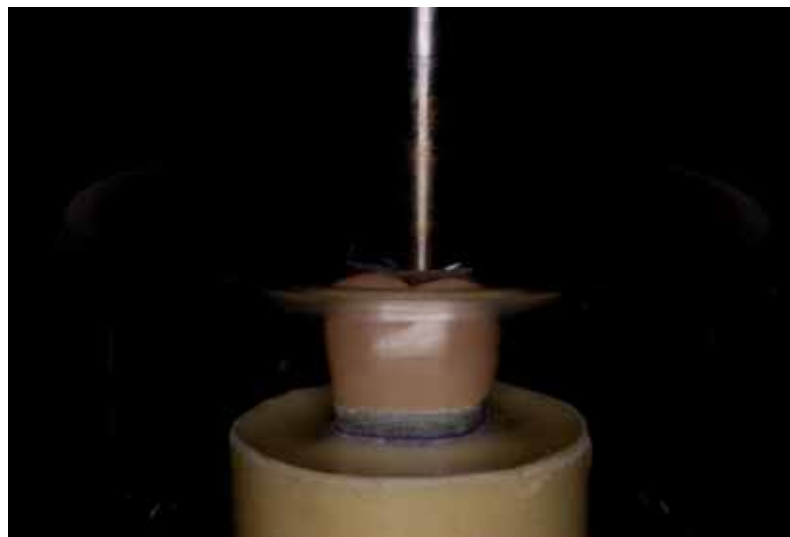


Figura 24 - Pistão posicionado sobre a amostra.

4.10 Análise da carga de fratura

A carga de fratura foi avaliada a partir do ensaio mecânico de compressão. A carga foi aplicada no longo eixo da amostra, com velocidade de 1 mm/min até a fratura, por meio de uma haste de aço inox, com extremidade esférica de 4 mm, montada numa máquina universal de ensaios (EMIC DL1000, São José dos Pinhais - PR, Brasil). A célula de carga utilizada foi de 100 N. As amostras foram posicionadas de tal forma que a carga compressiva (N) fosse aplicada perpendicularmente ao centro oclusal de cada coroa. Entre a coroa cerâmica e a haste aplicadora de força foi interposta uma película de acetato, semelhante a que foi utilizada na ciclagem termomecânica. O ensaio foi realizado com as amostras imersas em água destilada à 37 °C, com temperatura regulada por termômetro (Figura 25). A carga compressiva necessária para provocar a fratura foi registrada para cada amostra.

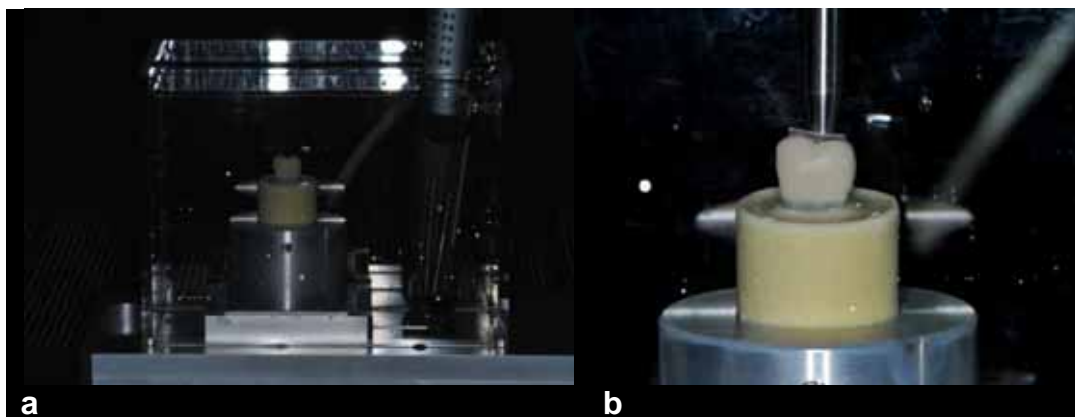


Figura 25 - a) Dispositivo utilizado no ensaio de compressão; b) Pistão posicionado sobre a amostra.

4.11 Análise estatística

A variável experimental, ou fator em estudo, foi: protocolo de cimentação. A variável resposta foi o valor de tensão de compressão obtida na máquina de ensaio universal. A unidade experimental foi o sistema formado pela coroa cerâmica.

Obteve-se 70 dados que foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: MINITAB (Minitab, version 16.1, 2010) e PRISM (versão 5.0, GraphPad, 2009).

Os valores da carga de fratura foram submetidos inicialmente ao teste de normalidade e homocedasticidade. As distribuições se mostrarem normais (teste Shapiro) e homocedasticas (teste Levene). Posteriormente, os valores numéricos obtidos para a fratura dos espécimes foram submetidos à análise estatística descritiva (média e desvio padrão) e inferencial, mediante o teste paramétrico de análise de variância (ANOVA) um fator e o teste de Tukey ($\alpha = 0,05$).

Foram relacionados carga de fratura e número de fragmentos gerados para cada espécime fraturado através da correlação de Pearson ($\alpha = 0,05$).

4.12 Análise topográfica

Por meio do microscópio eletrônico de varredura (JSM-5600LV, Jeol, Tokyo, Japan), fotomicrografias representativas dos tratamentos de superfície foram realizadas para duas amostras de cada grupo.

4. 13 Análise fractográfica

Por meio de estereomicroscópio (Discovery V-20, Zeiss, Germany) e microscópio eletrônico de varredura (JSM-5600LV, Jeol, Tokyo, Japan), fotomicrografias para análise fractográfica foram realizadas para duas amostras de cada grupo. As superfícies fraturadas foram observadas em estereomicroscópio, para análise preliminar. Assim, este fragmento foi levado ao microscópio eletrônico de varredura, para melhor visualização das características fractográficas e para determinação da origem da fratura (Quinn et al., 2005; Scherrer et al., 2008).

4. 14 Análise por elementos finitos

As geometrias modeladas no CAD (Rhinoceros 4.0) foram importadas pelo software Ansys 13.0 (ANSYS Inc, Houston, TX, USA) no formato STP, e os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e aplicada uma análise estrutural mecânica. Foram utilizados em média 194.152 elementos tetrahedros com dez nós com tamanho de 0.2 mm e na região de conexão entre as geometrias 0.15 mm e os contatos considerados do tipo perfeitamente colado.

A fixação da base foi aplicada nos três eixos conforme o teste experimental e aplicado carregamento de 100 N no sentido vertical para a análise.

Para a avaliação da coerência dos resultados foi aplicado o deslocamento total, tensão de von Mises e teste de convergência de malha no nível de 10%, sendo os dados de gradiente de tensão máxima

principal utilizados para analisar as coroas e o deslocamento vertical para o G10.

5 RESULTADOS

5.1 Análise estatística

Foi constatado que o protocolo de cimentação influenciou nos valores de carga de fratura (Tabela 1). O protocolo que apresentou os maiores valores de resistência foi o condicionamento com ácido fluorídrico à 5 %, seguido da aplicação do silano e tratamento térmico. O protocolo de cimentação que utilizou o cimento de ionômero de vidro modificado por resina apresentou os menores valores de resistência seguido pelo protocolo de cimentação com o fosfato de zinco.

Tabela 1 - Média e desvio padrão dos valores de carga de fratura (N)

Protocolo de cimentação	Valores de carga de fratura *
FZ	1473 (41) ^D
IVMR	1213 (44) ^E
RDCS	1652 (24) ^B
RDCST	1702 (29) ^A
RDS	1550 (38) ^C
RDST	1610 (23) ^B
RAACS	1619 (33) ^B

*Letras distintas indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre os protocolos de cimentação utilizados.

5.2 Análise em microscópio eletrônico de varredura

Abaixo pode-se observar o padrão topográfico gerado

pelo condicionamento ou não com ácido fluorídrico a 5 % durante 20 s, caracterizando uma superfície com maior ou menor rugosidade (Figura 26).

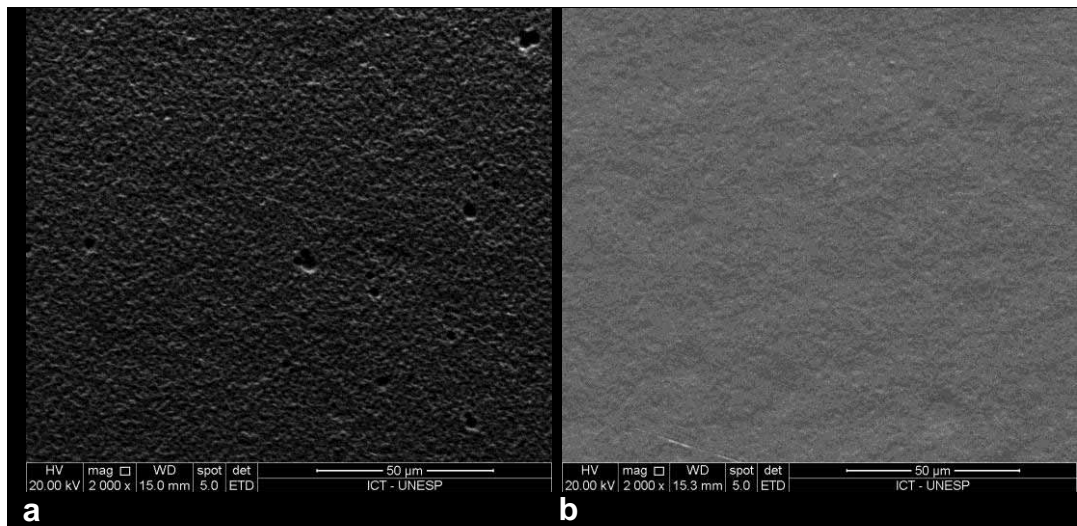


Figura 26 - Fotomicrografia representativa do padrão topográfico com aumento de 2.000x: a) Após condicionamento ácido; b) Sem condicionamento ácido.

5.3 Análise fractográfica

O padrão de fratura observado em estereomicroscópio apresentou semelhança para os diferentes grupos testados (Figura 27).

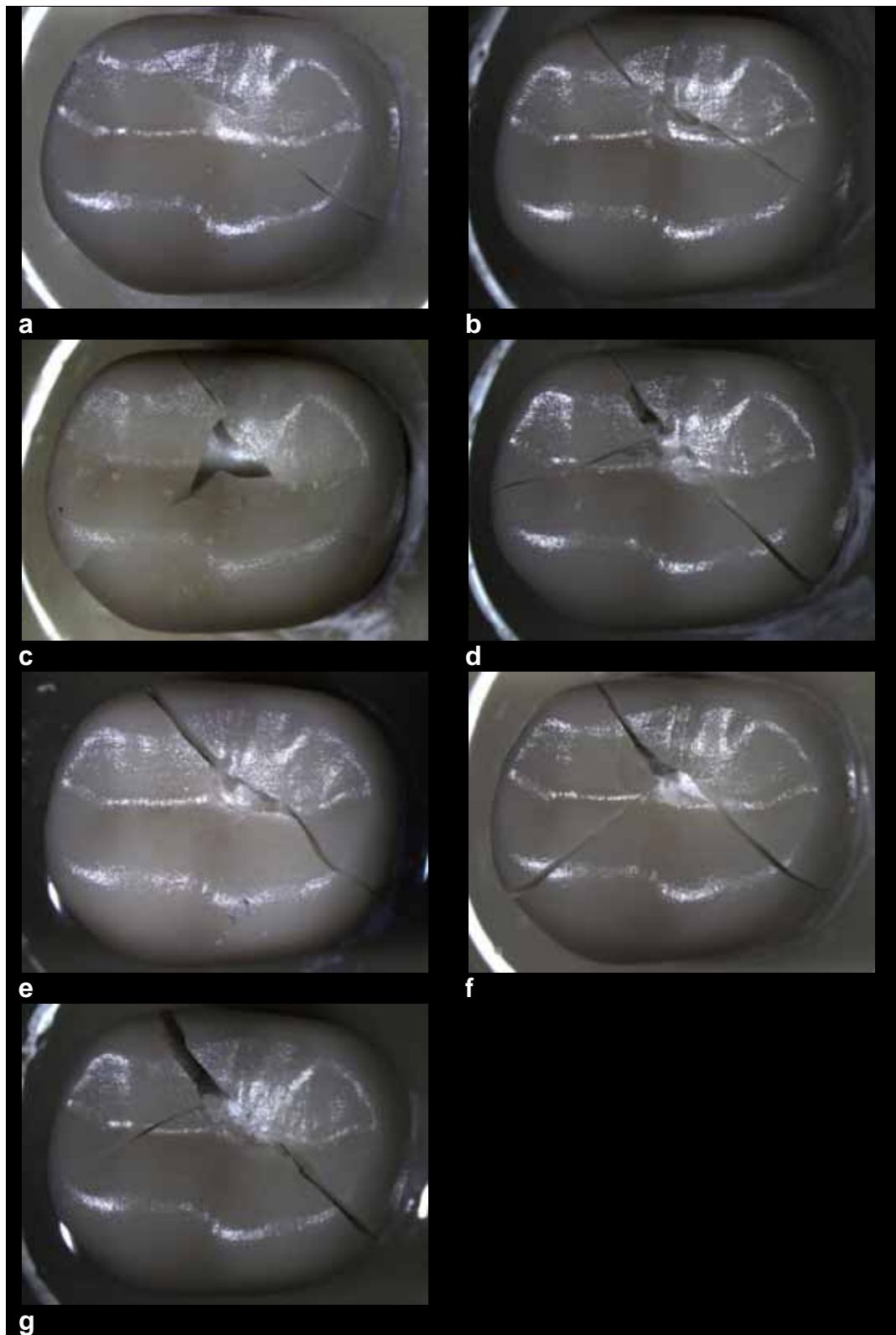


Figura 27 - Fotografia representativa do padrão de fratura observado em estereomicroscópio 7,5x: a) FZ; b) IVMR; c) RDCS; d) RDCST; e) RDS; f) RDST; g) RAACS.

As coroas foram classificadas quanto ao número de fragmentos (2 ou 3) gerados após a fratura (Tabela 2). Foi analisada a correlação de Pearson ($\alpha = 0,05$) existente entre a carga de fratura e o número de fragmentos gerados para cada espécime fraturado. Todos os grupos apresentaram valores consideráveis de correlação, exceto o grupo **RDCST** que apresentou exclusivamente coroas fraturadas em 3 fragmentos (Tabela 3).

Tabela 2 - Número de fragmentos gerados após a fratura das coroas

Protocolo de cimentação	Número de coroas que fraturaram em	
	2 fragmentos	3 fragmentos
FZ	5	5
IVMR	6	4
RDCS	2	8
RDCST	0	10
RDS	5	5
RDST	3	7
RAACS	2	8

Tabela 3 - Correlação entre a carga de fratura e o número de fragmentos gerados para cada espécime fraturado

Protocolo de cimentação	Correlação de Pearson	P-valor
FZ	0,802	0,005
IVMR	0,763	0,010
RDCS	0,837	0,003
RDCST	-	-
RDS	0,763	0,010
RDST	0,658	0,039
RAACS	0,914	0,001

Duas coroas de cada grupo foram analisadas em busca de indícios da origem de fratura. Foi possível verificar a presença de “cone cracks” e “edge chips” que são defeitos característicos causados pela aplicação de forças concentradas em pontos específicos, como por exemplo, a força aplicada por um pistão na superfície da coroa. Foi possível constatar grande semelhança das características de fratura entre as coroas analisadas.

Após a análise das imagens, com a localização das linhas de “hackle”, que são caracterizadas por indicar a propagação da falha até a sua origem (Quinn et al., 2005), foi verificado que a origem da fratura na cerâmica estava localizada próxima à superfície de cimentação, na região da cúspide disto lingual (Figura 28).

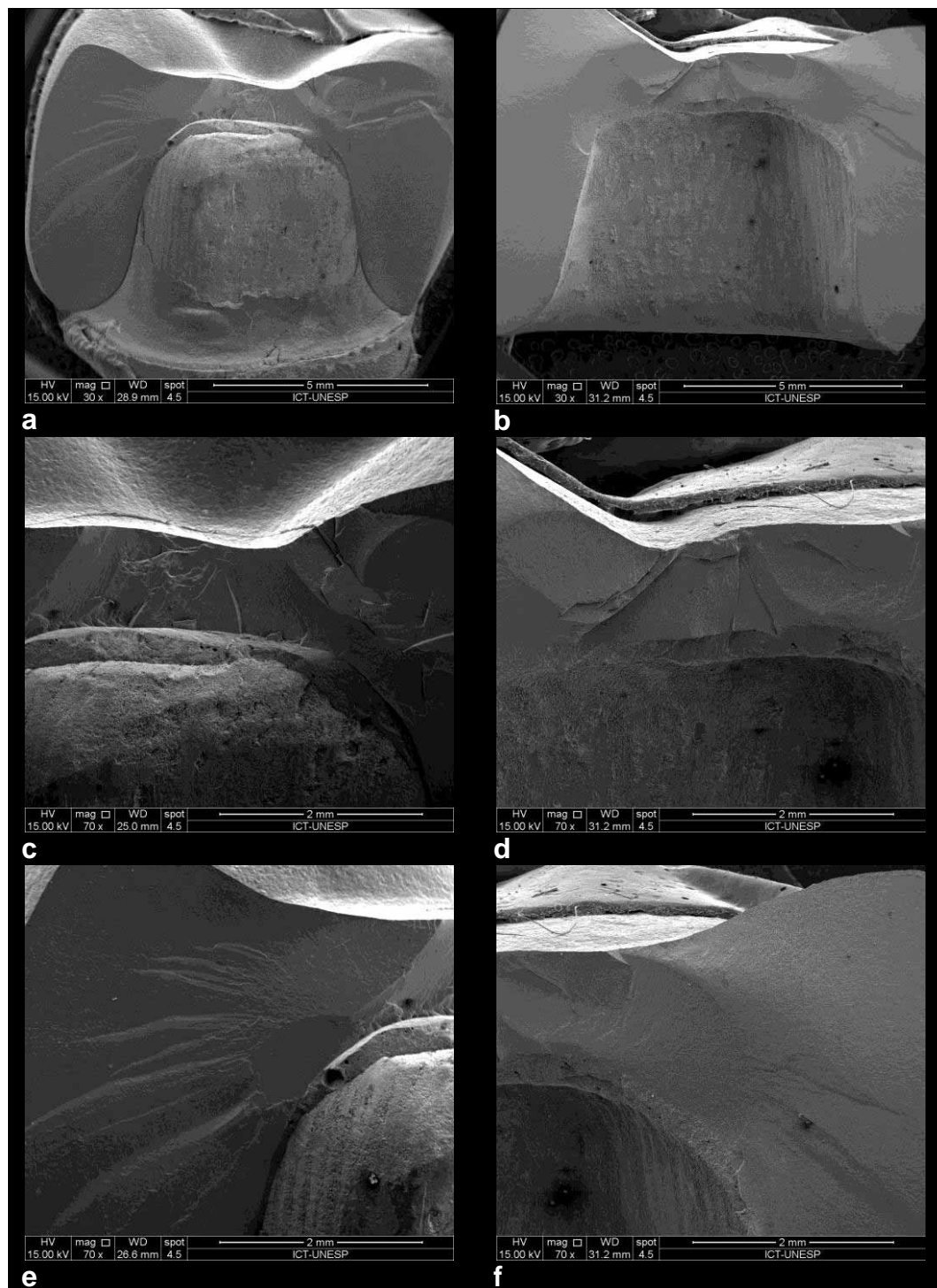


Figura 28 - Fotografia representativa do padrão de fratura observado em microscópio eletrônico de varredura: a) Fragmento aderido à base em G-10 (30x); b) Fragmento solto (30x); c) Região oclusal com presença de “cone cracks” no fragmento aderido (70x); d) Região oclusal com presença de “cone cracks” no fragmento solto (70x); e) Região da cúspide disto lingual, origem da fratura no fragmento aderido (70x); f) Região da cúspide disto lingual, origem da fratura no fragmento solto (70x).

5.4 Análise por elementos finitos

Para avaliar a coerência da geometria, as tensões de von Mises e os campos de deslocamento foram investigados. Após esta análise, a tensão máxima principal foi aplicada. Os valores positivos correspondem às tensões de tração e valores negativos às tensões de compressão (Tabela 4).

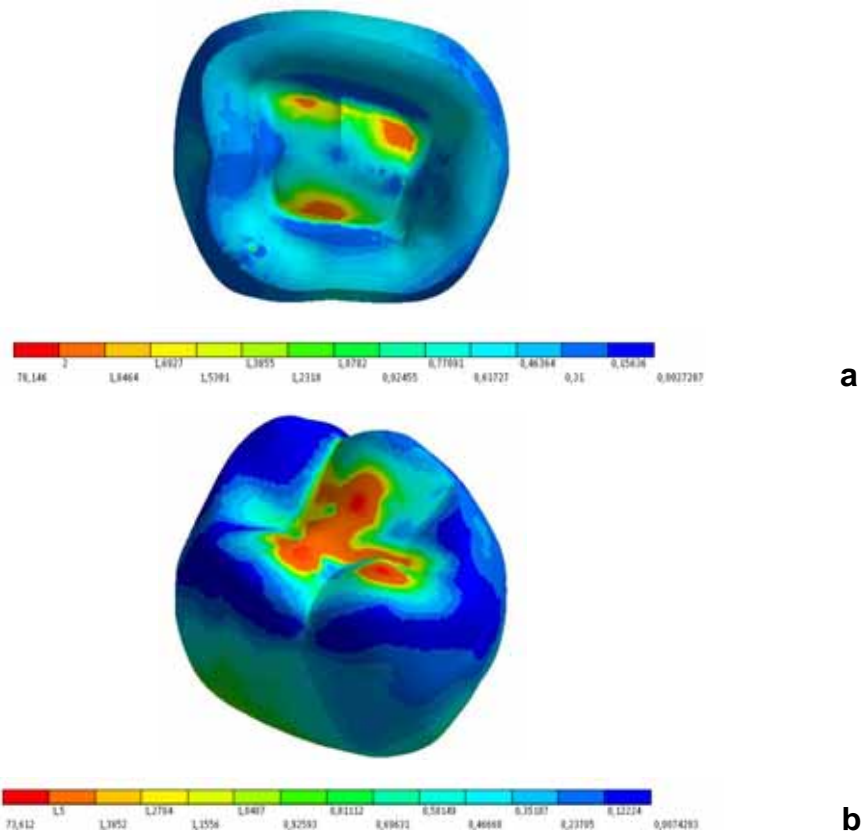


Figura 29 - Comportamento da coroa monolítica testada (MPa) :a) Tensão máxima principal; b) Tensão de von Mises.

O gradiente de tensão apresenta um acúmulo na região lingual na cúspide distal se propagando pelo sulco central sugerindo fraturas totais ou parciais ao longo desta região.

6 DISCUSSÃO

O material utilizado para confecção do pilar apresenta influência significativa durante os testes de carga (Rosentritt et al., 2006). A influência dos diferentes módulos elásticos de pilares sobre a resistência à fratura pode conduzir a uma falsa avaliação das propriedades das restaurações testadas (Rosentritt et al., 2000). Um exemplo são os materiais, como as ligas de alumínio, que apresentam alta rigidez quando utilizados como suporte (Sarafidou et al., 2012). Sendo assim, dentes humanos ou materiais com um módulo elástico semelhante são preferidos em testes de resistência à fratura (Rosentritt et al., 2000). Segundo Scherrer et al. (1993), em testes monotônicos, quanto maior o módulo elástico do pilar maior a carga de fratura de uma coroa. Deve-se notar que este efeito foi encontrado embora existisse uma camada de cimento, entre o pilar e a coroa, com um módulo de elasticidade de 6,6 GPa. O efeito do módulo do pilar não foi mascarado pelo cimento. Este fato justifica a não simulação do cimento no modelo de elementos finitos. Porém, foi constatada ausência de união entre o cimento e o pilar utilizado, o que chama atenção para as propriedades adesivas que este necessita apresentar. No presente estudo, optou-se pelo NEMA grade G10 por apresentar propriedades elásticas e de resistência de união à resina composta semelhante ao dente natural (Kelly et al., 2010).

A capacidade do dente de suportar cargas mastigatórias, tendo uma distribuição de tensões adequada sobre os tecidos de suporte, parece ser decisiva quando o objetivo é avaliar a resistência à fratura de restaurações (Dittmer et al., 2010). O tipo de fixação dos espécimes e a simulação do ligamento periodontal com intuito de aproximar à mobilidade

do dente natural têm sido descritos como importantes fatores a serem considerados (Sterzenbach et al., 2011). O suporte ósseo é importante para os mecanismos de distribuição de tensões sobre os dentes. Nos testes *in vitro*, o material de suporte deve reproduzir a capacidade óssea de absorver a carga mastigatória e, suportar as forças compressivas e tangenciais, presentes em um ensaio de resistência à fratura (Soares et al., 2005). Já os movimentos fisiológicos do dente dependem do comportamento viscoelástico do ligamento. Tem sido demonstrada a importância da simulação do suporte ósseo e do ligamento para a distribuição de tensões geradas pela aplicação de carga sobre os dentes por análises de elementos finitos (Ress et al., 2001; Soares et al., 2005), assim como para simular a distribuição de tensões de formas mais aproximadas da situação clínica (Isidor et al., 1996).

O suporte ósseo e do ligamento periodontal são importantes para os mecanismos de distribuição de tensões sobre os dentes (Soares et al., 2005). O poliuretano foi escolhido para embutir o NEMA grade G10, em virtude do módulo de elasticidade semelhante ao osso (Scherrer et al., 1993) e representar fielmente o comportamento do osso sob carga (Sarafidou et al., 2012). Poucas informações relacionadas à simulação da mobilidade dentária *in vitro*, para realização de testes de resistência à fratura, são encontradas na literatura. Soares et al. (2005), comparando diferentes abordagens validaram o impacto do material de inclusão na resistência à fratura de raízes tratadas endodonticamente. Foi demonstrado que o material de inclusão e o material de simulação do ligamento periodontal apresentaram impacto sobre a resistência e os padrões de fratura.

Segundo Rosentritt et al. (2006), é necessário realizar um periodonto artificial durante os testes de envelhecimento e carga de fratura, de modo que a função do ligamento periodontal possa ser simulada. Dentes rigidamente suportados podem gerar resultados enganosos quanto à capacidade das estruturas em tolerar cargas

(Sarafidou et al., 2012; Dittimer et al., 2010). O ligamento periodontal é uma importante estrutura para a distribuição das tensões geradas pela aplicação da carga sobre os dentes (Rosentritt et al., 2000). Quando as fibras periodontais alcançam resistência máxima à carga, semelhante a um sistema hidráulico, a membrana periodontal fica rígida e a tensão é distribuída ao osso por toda a superfície radicular (Soares et al., 2005). O comportamento mecânico de um tecido mole submetido ao estresse externo é não-linear e viscoso (Pini et al., 2002), semelhante às características do poliéter.

Fatores como propriedades mecânicas, espessura, forma (Asmussen et al., 2005; Rahmé et al., 2008), defeitos inseridos durante a confecção, ajustes da peça e presença de tensões residuais podem influenciar na longevidade clínica de uma peça protética (Chen et al., 1998). Sendo assim, este estudo buscou minimizar as variáveis que pudessem gerar influências sobre os valores de carga de fratura das coroas analisadas. Todas as coroas testadas apresentaram anatomia e espessura padronizadas pelo processamento CAD/CAM, que viabilizou similaridade anatômica entre as peças e minimizou a incorporação de defeitos durante a confecção. Todas as coroas foram realizadas sobre um modelo de resina epóxi reforçada por malha de fibra de vidro (NEMA grade G10), usinado a partir de um único desenho 3D. A influência da adoção deste conjunto de medidas pode ser observada nos valores de desvio padrão apresentados pelos grupos estudados, onde foi possível observar coeficientes de variação inferiores a 5%.

Os parâmetros utilizados para ciclagem termomecânica foram selecionados com base em estudos descritos na literatura (Koutayas et al., 2000; Rosentritt et al., 2000; Komine et al., 2004; Stappert et al., 2006). A força aplicada durante a mastigação pode variar consideravelmente de acordo com o paciente, variando entre 244 N e 1243 N (Gibbs et al., 1981), justificando o valor adotado. A frequência aplicada neste estudo foi de 4,0 Hz, diferente da frequência mastigatória

que é de aproximadamente 1,2 Hz (Jemt et al., 1979). Porém, tem sido demonstrado que a frequência da ciclagem mecânica não gera alterações nos valores de resistência a fratura (Kelly et al., 2010). Com objetivo de simular um longo período de envelhecimento, superior a cinco anos de utilização clínica, optou-se por empregar ($2,0 \times 10^6$) ciclos mecânicos (Rosentritt et al., 2000; Komine et al., 2004; Stappert et al., 2006). A quantidade de ciclos mecânicos necessários para simular a utilização clínica dos materiais cerâmicos foi determinada através de um comparativo de desgaste entre peças *in vivo* e *in vitro* (Krejci et al., 1993). Existem diversos estudos que realizam a ciclagem mecânica, associada ou não a ciclagem térmica, com o objetivo de gerar uma maior fragilização dos materiais (Attia, Kern, 2004; Heintze et al., 2008; Borges et al., 2009). Optou-se pela realização da ciclagem termomecânica, pois quando o processo de envelhecimento artificial não é realizado nos ensaios laboratoriais, a previsão de sucesso em longo prazo pode ser limitada (Heintze et al., 2011). O carregamento cíclico e as condições de umidade causam a deterioração por força acumulada podendo provocar a fratura completa após um número crítico de ciclos (Peterson et al., 1998), fato que não foi observado no estudo.

Ao analisar os valores médios de carga de fratura para os diferentes grupos do estudo (Tabela 1), notou-se que o protocolo utilizando condicionamento ácido, seguido de aplicação do silano e tratamento térmico, cimentado com resinoso dual apresentou os maiores valores de carga de fratura (1702 ± 29^A). Já os grupos cimentados com cimento fosfato de zinco (1473 ± 41^D) e ionômero de vidro modificado por resina (1213 ± 44^E) apresentaram os menores valores. O comportamento distinto entre diferentes cimentos é esperado devido às diferentes características mecânicas dos mesmos.

As propriedades mecânicas do cimento parecem cruciais no comportamento de coroas de cerâmica pura (McLean, von Fraunhofer, 1971; Mitchell et al., 1999; Knobloch et al., 2000). O aumento significativo

dos valores de carga de fratura de coroas submetidas à cimentação adesiva em comparação às coroas cimentadas com fosfato de zinco ou ionômero de vidro modificado por resina, pode estar relacionada com as propriedades mecânicas superiores do material de cimentação resinoso e a adesão estabelecida entre as interfaces cerâmica/cimento/pilar. A cimentação adesiva aumenta a resistência à fratura das cerâmicas (Chen et al., 1998).

A dissolução do cimento também parece ser um fator a ser considerado. Por muito tempo o cimento fosfato de zinco foi o agente de cimentação mais amplamente utilizado, apesar de algumas desvantagens bem documentadas, incluindo alta solubilidade clínica, falta de adesão e baixo pH inicial (Attar et al., 2003). Já os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, são caracterizados por apresentar baixa ou moderada resistência, não sendo recomendados para situações clínicas de alta resistência (Irie et al., 2004). Estes fatores poderiam justificar a distinção entre os grupos **FZ** e **IVMR**. O maior módulo elástico do cimento **FZ** justifica os maiores valores de carga de fratura (Attar et al., 2003; Rekow et al., 2006).

A utilização de cimentos resinosos proporciona uma união química estável e resistente à degradação hidrolítica, justificando os valores mais elevados de carga de fratura apresentados pelos demais grupos. Os cimentos resinosos apresentam uma boa combinação de características mecânicas, com elevada resistência à flexão e alto módulo elástico. A literatura demonstra que cimentos resinosos autoadesivos apresentam resistência à flexão e módulo de elasticidade semelhantes aos cimentos resinosos convencionais (Saskalauskaite et al., 2008), justificando os valores de carga de fratura apresentados quando a cerâmica foi submetida ao mesmo protocolo de condicionamento **RDCS** (1652 ± 24^B) e **RAACS** (1619 ± 33^B). A resistência à flexão e o módulo de elasticidade são características importantes para os cimentos, influenciando na capacidade de resistir à altas forças da mastigação e

impedir o deslocamento e/ou infiltração da restauração (Anusavice, 2005; Nakamura et al., 2010; Tolidis et al., 2012).

A utilização do ácido fluorídrico seguido da aplicação do agente de união silano é o protocolo padrão para o tratamento de superfície das vitrocerâmicas (Ayad et al., 2008). Na concentração de 5% durante 20 s, o ácido cria um padrão micromorfológico na superfície cerâmica, levando a formação de microporos (Figura 26) que facilitam a interligação com polímeros e modifica a molhabilidade superficial (Aida et al., 1995; Ayad et al., 2008; Chen et al., 1998). A não utilização do ácido na superfície cerâmica gera um padrão topográfico distinto, não apresentando irregularidades (Figura 26), acarretando em prejuízos da união adesiva.

O ácido fluorídrico apresenta uma composição extremamente cáustica e nociva devendo ser utilizado com muita cautela ou até mesmo evitado clinicamente (Brentel, et al. 2007; Pereira et al., 2010). Na busca por novos protocolos de condicionamento, Hooshmand et al. (2002) e Fabianelli et al. (2010) constataram que a união adesiva entre resina e cerâmica pode ser potencializada pelo tratamento térmico do agente de união silano sem a necessidade de utilização do ácido fluorídrico. Estes achados foram confirmados pelo presente estudo, onde grupos cimentados com o mesmo cimento resinoso apresentaram valores semelhantes estatisticamente após o condicionamento com ácido seguido da aplicação do silano **RDCS** ($1652 \pm 24N^B$) e após aplicação do silano seguido do tratamento térmico **RDST** ($1610 \pm 23N^B$).

O uso do silano tem elevada importância para a técnica de cimentação adesiva. Segundo, Della Bona et al. (2000) e Brentel et al. (2007), o mesmo é considerado uma molécula organo-funcional que promove a adesão química entre o substrato inorgânico, representado pela matriz vítrea da cerâmica e os polímeros orgânicos como o HEMA que é encontrado nos cimentos resinosos. Segundo Canay et al. (2001) a aplicação do silano sobre a superfície cerâmica condicionada pelo ácido

fluorídrico, pode causar uma dissociação dos sais de fluorsilicato. Isso é realizado pela hidrólise e pela absorção do silano na superfície cerâmica condicionada. Outro fator importante é a capacidade do silano em promover o melhor molhamento superficial, levando ao maior contato e infiltração do agente de união nas porosidades da superfície cerâmicas (Brentel et al., 2007).

Os silanos podem se apresentar em fase única de soluções pré-ativadas ou sistemas de dois componentes que devem ser misturados a fim de iniciar a reação de hidrólise. Soluções de silano pré-ativadas são compostas por: agente de acoplamento silano, componente ácido e solvente (Hooshmand et al., 2004). Os silanos pré-ativados apresentam uma maior taxa de hidrólise em comparação com os sistemas de dois componentes uma vez que a reação incompleta pode ocorrer se o solvente não for completamente evaporado, afetando as forças de ligação (Barghi et al., 2000). Segundo Meyer Filho et al. (2004), silanos pré-hidrolisados de frasco único apresentam um número maior de grupos silanóis disponíveis para reagir com a sílica na superfície cerâmica do que silanos de dois frascos, nos quais a hidrólise ocorre com a agregação de dois componentes (silano e ácido ativado por hidrólise), momentos antes de sua aplicação. Muitos fatores (pH, solventes, tamanho molecular, etc) podem exercer uma influência na forma como as moléculas de silano podem absorver, condensar ou interagir com o substrato, influenciando a eficácia de acoplamento (Monticelli et al., 2006). A utilização de silano pré-hidrolisado de frasco único torna o procedimento clínico mais fácil e reduz possíveis erros operatórios, justificando a utilização do agente de união Monobond S.

O tratamento térmico do silano possibilita a eliminação de água, álcool e outros bioprodutos da superfície cerâmica silanizada, além de ajudar a completar a reação de condensação entre a sílica e o silano, promovendo a formação de uma ligação covalente na interface cerâmica-silano, tornado-a mais efetiva e resistente (Fabianelli et al., 2010;

Hooshmand et al., 2002; Moharamzadeh et al., 2008). Existem diferentes métodos para a realização do tratamento térmico do silano, como: forno à 100 °C por 2 min (Fabianelli et al., 2010) ou ar quente à 50 ± 5 °C por 1 min (Hooshmand et al., 2002). No presente estudo, foi realizado o protocolo em forno à 100 °C por 2 min, que demonstrou aumentar os valores de carga de fratura quando comparados ao mesmo protocolo sem o tratamento térmico. Este fato é observado nos grupos cimentados com o mesmo cimento: sem utilização do ácido **RDS** (1550 ± 38^C) e **RDST** (1610 ± 23^B); com utilização do ácido **RDCS** (1652 ± 24^B) e **RDCST** (1702 ± 29^A).

Segundo Hooshmand et al. (2002), após a secagem, não se observa uma monocamada de silano, mas uma interface com três diferentes estruturas. Uma camada mais externa de oligômeros pequenos que são adsorvidos ao vidro, passível de ser removida por solventes orgânicos ou por água à temperatura ambiente. Uma segunda de oligômeros similares ligados por pontes siloxanas hidrolisáveis por água quente. Uma terceira camada na região mais próxima da superfície do vidro, onde as ligações cruzadas são mais freqüentes e uniformes, formando uma rede tridimensional regular, hidroliticamente mais estável. Apenas esta última camada seria necessária para melhorar a adesão. A remoção das camadas mais externas do filme de silano poderia favorecer a adesão, deixando-se apenas a camada mais estável adsorvida quimicamente à superfície da cerâmica (Hooshmand et al., 2002).

Uma alternativa utilizada para respaldar os valores de carga de fratura é a análise dos fragmentos fraturados. Para todas as coroas analisadas, observou-se uma morfologia de fratura semelhante, com envolvimento da cúspide disto lingual da coroa. Todas as coroas fraturaram em 2 ou 3 fragmentos, na mesma região. A análise dos fragmentos fraturados dos espécimes após o ensaio de carga de fratura mostrou correlação positiva entre o aumento dos valores de carga de fratura e o número de fragmentos das coroas analisadas. (Tabela 3). Uma

possível explicação para este fato é relatada por Gonzaga (2007) que relaciona a tensão a que um espécime é submetido à energia elástica armazenada durante o carregamento, sendo dissipada pelo espécime através da criação de novas superfícies.

Estudos descrevem que ao submeter uma coroa cerâmica monolítica à fratura existe uma propensão em gerar danos à superfície de contato, formando “cone cracks” que se propagam para as zonas mais profundas. Estas são seguidas por uma zona de microdeformação da cerâmica abaixo da fratura, sendo causada por danos superficiais (Lawn 1998; Jung et al., 1999; Lawn et al., 2001). Além de “cone cracks” no local de aplicação da carga, rachaduras radiais surgem a partir da interface de cimentação. O substrato deforma sob aplicação da carga causando tensões de deformação no interior da superfície cerâmica (Tsai et al., 1998). Portanto, o ensaio de carga de fratura de coroas monolíticas sob condições semelhantes à situação clínica, deve evitar danos à superfície no momento da aplicação da carga e tem como objetivo produzir tensões de deformação na interface de cimentação (Kelly, 1999). Em virtude deste fato, foram utilizadas películas de acetato no momento de aplicação dos ciclos mecânicos e do ensaio de carga de fratura para que os pistões metálicos não danificassem a superfície cerâmica.

Análises fractográficas de coroas que falharam clinicamente comprovaram que as fraturas, se originaram com a formação de fendas radiais na interface de cimentação (Kelly et al., 1989; Kelly et al., 1990; Thompson et al., 1994; Scherrer et al., 2008), semelhantes aos achados deste estudo, que aponta a superfície de cimentação da cerâmica como região de origem da fratura (Figura 28). Através da análise fractográfica, também foram observadas trincas e “cone cracks” muito semelhantes a outros estudos clínicos e laboratoriais (Lawn et al., 2001; Jung et al., 1999; Tsai et al., 1998; Thompson et al., 1994; Lawn et al., 2002). A análise por elementos finitos complementa os achados

fractográficos, indicando a região da cúspide disto lingual da coroa como área de maior concentração de tensões.

A utilização dos resultados do presente estudo com finalidade de prever o comportamento clínico das cerâmicas testadas deve ser feita com cautela, pois o ambiente bucal apresenta diferenças importantes em relação ao ambiente de ensaio utilizado neste estudo.

7 CONCLUSÃO

O protocolo de cimentação que apresentou os maiores valores de carga de fratura foi o condicionamento com ácido fluorídrico à 5%, seguido da aplicação do silano e tratamento térmico.

8 REFERÊNCIAS

Abou-Madina MM, Özcan M, Abdelaziz KM. Influence of resin cements and aging on the fracture resistance of IPS e.max press posterior crowns. *Int J Prosthodont*. 2012 Jan-Feb;25(1):33-5.

Addi S, Hedayati-Khams A, Poya A, Sjögren G. Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. *J Dent*. 2002 Jan;30(1):53-8.

Aida M, Hayakawa T, Mizukawa, K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent* 1995 May;73(5):464-70.

Anusavice KJ. Cerâmicas odontológicas. In: Phillips materiais dentários. 11.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2005. 619-31.

Anusavice KJ, Hojjatie B. Tensile stress in glass-ceramic crowns: effect of flaws and cement voids. *Int J Prosthodont*. 1992 Jul-Aug;5(4):351-8.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent*. 2005 Oct;94(4):321-9.

Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent*. 2003 Feb;89(2):127-34.

Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2004 Dec;92(6):551-6.

* Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago citado em 25 ago.] Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html.

Ayad MF, Fahmy NZ, Rosenstiel SF. Effect os surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. J Prosthet Dent. 2008 Feb;99(2):123-30.

Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. J Prosthet Dent. 2010 Oct;104(4):216-27.

Barghi N, Berry T, Chung K. Effects of timing and heat treatment of silanated porcelain on the bond strength. J Oral Rehabilitation 2000 May;27(5):407-12.

Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. Int J Prosthodont. 2003 Sep-Oct;16(5):538-42.

Bello A, Jarvis RH. A review of esthetic alternatives for the restoration of anterior teeth. J Prosthet Dent. 1997 Nov;78(5):437-40.

Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthetic Dent. 2003;89(3):268-74.

Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. Dent Mater. 2006 Jan;22(1):29-36.

Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, de Oliveira WJ. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. J Prosthodont. 2009 Dec;18(8):649-55.

Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent. 2003 May;89(5):479-88.

Bottino MA, Valandro LF, Faria R. Percepção. São Paulo: Editora Artes Medicas; 2009.

Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil.* 2002 Mar;29(3):257-62.

Brentel AS, Özcan M, Valandro LF, Alarça LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater.* 2007;23(11):1323-31.

Brum R, Mazur R, Almeida J, Borges G, Caldas D. The influence of surface standardization of lithium disilicate glass ceramic on bond strength to a dual resin cement. *Oper Dent.* 2011 Sep-Oct;36(5):478-85.

Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil.* 2001 Jan;28(1):95-101.

Campos RE, Soares CJ, Quagliatto PS, Soares PV, de Oliveira Jr. OB, Santos-Filho PC, et al. In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns: a finite element and fractography analysis. *J Prosthodont.* 2011 Aug;20(6):447-55.

Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent.* 1998 Jan;26(1):53-8.

Chu SJ. Current clinical strategies with lithium-disilicate restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2012 Jan;33(1):64, 66-7.

Cortellini D, Canale A. Bonding lithium disilicate ceramic to feather-edge tooth preparations: a minimally invasive treatment concept. *J Adhes Dent.* 2012 Feb;14(1):7-10.

Cronin RJ, Cagna DR. An update on fixed prosthodontics. *J Am Dent Assoc.* 1997 Apr;128(4):425-36.

de Carvalho RF, Martins ME, de Queiroz JR, Leite FP, Ozcan M. Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dent Mater J*. 2011 May;30(3):392-7.

De Goes, MF. Cimentos resinosos. In: Chain MC, Baratieri LN. *Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores*. São Paulo: Artes Médicas; 1998. p.176.

Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*. 2002 May-Jun;15(3):248-53.

Della Bona A, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhes Dent*. 2000;2(4):305-13.

Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Stiesch M. Influence of the supporting structure on stress distribution in all-ceramic FPDs. *Int J Prosthodont* 2010;23(1):63-8.

Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater*. 2000 May;16(3):226-33.

Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C, Cantoro A, Ferrari M, et al. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *J Dent*. 2010 Jan;38(1):39-43.

Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc*. 2010 Jun;141 Suppl 2:10S-4S

Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig*. 2013 Jan;17(1):275-84.

Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent.* 1981 Oct;46(4):443-9.

Gonzaga CC. Crescimento de trinca subcrítico em cerâmicas odontológicas: efeito do material (microestrutura) e do método de ensaio [tese]. São Paulo(SP): Faculdade de Odontologia de São Paulo, Universidade de São Paulo - USP; 2007.

Guarda GB, Correr AB, Gonçalves LS, Costa AR, Borges GA, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent.* 2013 Mar-Apr;38(2):208-17.

Guess PC, Selz CF, Steinhart YN, Stampf S, Strub JR. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *Int J Prosthodont.* 2013 Jan-Feb;26(1):21-5.

Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010 Sep-Oct;23(5):434-42.

Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent.* 2013 Feb;109(2):83-7.

Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater.* 2011 Feb;27(2):e10-9.

Heintze SD, Cavalleri A, Zellweger G, Buchler A, Zappini G. Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols. *Dent Mater.* 2008 Oct;24(10):1352-61

Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater.* 2002;18(2):179-88.

Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Storage effect of a pre-activated silane on the resin to ceramic bond. *Dent Mater* 2004 Jul;20(5):635-642.

Irie M, Suzuki K, Watts DC: Marginal and flexural integrity of three classes of luting cement, with early finishing and water storage. *Dent Mater* 2004;20(1):3-11

Isgró G, Addison O, Fleming GJP. Deformation of a dental ceramic following adhesive cementation. *J Dent Res.* 2010;89(1):87-90.

Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996;9(2):131-6.

Jemt T, Karlsson S, Hedegard B. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. *J Prosthet Dent.* 1979 Dec;42(6):669-73.

Jung YG, Peterson IM, Pajares A, Lawn BR. Contact damage resistance and strength degradation of glass- infiltrated alumina and spinell ceramics. *J Dent Res* 1999;78(3):804-14.

Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1989;62(5):536-41.

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

Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont* 1990;3(5):430-40.

Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2010 Oct;104(4):228-38.

Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, Berlin JS, Lee JS. Fracture toughness of resin-based luting cements. *J Prosthet Dent* 2000;83(2):204-9.

Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent*. 2004 Oct;92(4):359-64.

Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent*. 2000 May;83(5):540-7.

Krejci I, Lutz F, Reimer M, Heinzmann JL. Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. *J Prosthet Dent*. 1993 Apr;69(4):425-30.

Ladha K, Verma M. Conventional and contemporary luting cements: an overview. *J Indian Prosthodont Soc*. 2010 Jun;10(2):79-88.

Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow E, Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Dent Res* 2002;81(6):433-8.

Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001;86(5): 495-510.

Lawn BR. Indentation of ceramic with spheres: a century after Hertz. *J Am Ceram Soc* 1998;81:1977-94.

Lin WS, Harris BT, Morton D. Trial insertion procedure for milled lithium disilicate restorations in the precrystallized state. *J Prosthet Dent*. 2012 Jan;107(1):59-62.

Liu B, Lu C, Wu Y, Zhang X, Arola D, Zhang D. The effects of adhesive type and thickness on stress distribution in molars restored with all-ceramic crowns. *J Prosthodont.* 2011 Jan;20(1):35-44.

Madina MM, Ozcan M, Badawi MF. Effect of surface conditioning and taper angle on the retention of IPS e.max Press crowns. *J Prosthodont.* 2010 Apr;19(3):200-4.

Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.* 2006 Apr;37(4):253-9.

Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramics surface – an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil.* 2007 Aug;34(8):622-30.

McCormick JT, Rowland W, Shillingburg HT Jr, Duncanson MG Jr. Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. *Quintessence Int.* 1993 Jun;24(6):405-8.

McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971 Aug 3;131(3):107-11.

Meyer-Filho A, Vieira LC, Araujo E, Monteiro Junior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont.* 2004 Mar;13(1):28-35.

Mitchell CA, Douglas WH, Cheng Y-S. Fracture toughness of conventionell, resin-modified glass-ionomer and composite luting cements. *Dent Mater* 1999;15(1):7–13.

Miyashiro M, Suedam V, Moretti Neto RT, Ferreira PM, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis--tension tests. *J Appl Oral Sci.* 2011 May-Jun;19(3):244-8.

Moharamzadeh K, Hooshmand T, Keshvad A, Van Noort R. Fracture toughness of a ceramic-resin interface. *Dent Mater.* 2008 Feb;24(2):172-7.

Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater.* 2011 Dec;27(12):1273-8.

Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Ferrari M. Effect of temperature on the silane coupling agents when bonding core resin to quartz fiber posts. *Dent Mater.* 2006 Jan;22(1):1024-8.

Moretti Neto RT, Hiramatsu DA, Suedam V, Conti PC, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis--compression tests. *J Appl Oral Sci.* 2011 Jan-Feb;19(1):47-51.

Nakamura T, Wakabayashi K, Kinuta S, Nishida H, Miyamae M, Yatani H. Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. *J Prosthodont Res.* 2010 Apr;54(2):59-64.

Oztürk E, Hickel R, Bolay S, Ilie N. Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. *Clin Oral Investig.* 2012 Feb;16(1):139-46.

Pameijer CH. A review of luting agents. *Int J Dent.* 2012;2012:752861.

Pekkan G, Hekimoglu C. Evaluation of shear and tensile bond strength between dentin and ceramics using dual-polymerizing resin cements. *J Prosthet Dent.* 2009 Oct;102(4):242-52.

Pereira CNB, Bueno VTL, Mota JMLF. The influence of silane evaporation procedures on microtensile bond strength between a dental ceramic and a resin cement. *Indian J Dent Res.* 2010 Apr;21(2):238-243.

Peterson IM, Wuttiphan S, Lawn BR, Chyung K. Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. *Dent Mater* 1998;14(1):80-9.

Pini M, Wiskott HW, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Mechanical characterization of bovine periodontal ligament. *J Periodontal Res* 2002;37(4):237-44.

Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2004 Sep;92(3):265-73.

Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Impl Res*. 2007;18 Suppl 3:73-85.

Queiroz JR, Benetti P, Ozcan M, de Oliveira LF, Della Bona A, Takahashi FE, et al. Surface characterization of feldspathic ceramic using ATR FT-IR and ellipsometry after various silanization protocols. *Dent Mater*. 2012 Feb;28(2):189-96.

Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater*. 2005 Oct;21(10):920-9.

Rahmé HJ, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera® crowns. *J Contemp Dent Pract*. 2008;9(2):25-32.

Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil* 2001;28(5):425-32.

Reich S, Fischer S, Sobotta B, Klapper HU, Gozdowski S. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing-generated posterior lithium disilicate crowns. *Int J Prosthodont*. 2010 May-Jun;23(3):214-6.

Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Investig*. 2013;17(7):1765-72.

Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater*. 2006 Feb;22(2):125-32.

Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater*. 2006 Feb;22(2):176-82.

Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont*. 2000 Sep;13(5):387-91.

Sakai M, Taira Y, Sawase T. Silane primers rather than heat treatment contribute to adhesive bonding between tri-n-butylborane resin and a machinable leucite-reinforced ceramic. *Dent Mater J*. 2011 Nov 25.[Epub ahead of print]

Sarafidou K, Stiesch M, Dittmer MP, Jörn D, Borchers L, Kohorst P. Load-bearing capacity of artificially aged zirconia fixed dental prostheses with heterogeneous abutment supports. *Clin Oral Invest* 2012;16(3):961-8.

Saskalauskaite E, Tam LE, McComb D Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. *J Prosthodont*. 2008;17:262–8.

Schaefer O, Kuepper H, Sigusch BW, Thompson GA, Hefti AF, Guentsch A. Three-dimensional fit of lithium disilicate partial crowns in vitro. *J Dent*. 2013 Mar;41(3):271-7.

Scherrer SS, De Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont* 1993; 6(5): 462-7.

Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater.* 2008 Aug;24(8):1107-13.

Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res.* 2005 Jan-Mar;19(1):11-6.

Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc.* 2006 Apr;137(4):514-22.

Sterzenbach G, Kalberlah S, Beuer F, Frankenberger R, Naumann M. In-vitro simulation of tooth mobility for static and dynamic load tests: A pilot study. *Acta Odontol Scand.* 2011 Sep;69(5):316-8.

Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterisation of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res* 1994;73(12):1824-32.

Tinschert T, Zvez D, Marx R and Anusavice KJ. Structural reliability of alumina, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28(7):529-35.

Todorović AB, Trifković BV, Stamenković DS. Accuracy of ceramic crowns made by optical scanning methods of cerec ®3d system *Acta Stomatologica Naissi.* 2010 Dec; 26(62);977-86.

Tolidis K, Papadogiannis D, Papadogiannis Y, Gerasimou P. Dynamic and static mechanical analysis of resin luting cements. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012 Feb;6:1-8.

Tsai Y-L, Petsche PE, Anusavice KJ, Yang MC. Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *Int J Prosthodont* 1998;11(1):27-32.

Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today*. 2009 Mar;28(3):112-3.

Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence Int*. 2009 Jul-Aug;40(7):573-9.

Yi Y-J, Kelly JR. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. *Dent Mater*. 2008;24(3):403-9.

Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res*. 2011 May-Jun;25(3):261-6.

Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J*. 2011;22(1):45-50.