

Leonardo Vedana

***AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FRATURA DE COROAS
TOTAIS CONFECCIONADAS PELO SISTEMA ZIRKONZAHN®,
EM FUNÇÃO DE DIFERENTES AGENTES DE CIMENTAÇÃO***

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do
Título de Doutor em clínica Odontológica,
Área de Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Brait Landulpho

Piracicaba
2010

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecária: Elis Regina Alves dos Santos – CRB-8ª / 8099

V51a	<p>Vedana, Leonardo.</p> <p>Avaliação da resistência à fratura de coroas totais confeccionadas pelo Sistema Zirkonzahn®, em função de diferentes agentes de cimentação / Leonardo Vedana. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2010.</p> <p>Orientador: Alexandre Brait Landulpho.</p> <p>Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Cerâmica. 2. Óxido de zircônio. 3. Fadiga. 4. Cimentos dentários. I. Landulpho, Alexandre Brait. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (eras/fop)</p>
------	---

Título em Inglês: Evaluation of fracture resistance of ceramic crowns made by Zirkonzahn ® System, according to each luting agent

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Ceramics. 2. Zirconium oxide. 3. Fatigue. 4. Dental cements

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Alexandre Brait Landulpho, Adhemar Mendes Duro Júnior, Cláudio Wilson Lima Ferro Cabral, Célia Marisa Rizzatti-Barbosa e Luís Roberto Marcondes Martins

Data da Defesa: 17-12-2010

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 17 de Dezembro de 2010, considerou o candidato LEONARDO VEDANA aprovado.



Prof. Dr. ALEXANDRE BRAIT LANDULPHO



Prof. Dr. ADHEMAR MENDES DURO JÚNIOR



Prof. Dr. CLAUDIO WILSON LIMA FERRO CABRAL



Profa. Dra. CÉLIA MARISA RIZZATTI BARBOSA



Prof. Dr. LUIS ROBERTO MARCONDES MARTINS

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho as pessoas que criaram meios de viabilizá-lo, como se fosse à realização de seu próprio sonho, muitas vezes superando a si mesmos e sempre apoiando o meu crescimento de forma incondicional, aos meus pais, Bionalci e Nara transfiro a honra da missão cumprida.

Ao meu irmão Matheus, pelo companheirismo e amor mútuo.

À minha namorada Deborah, que participou de forma fundamental para a realização deste trabalho, estando sempre ao meu lado me ajudando e superando os momentos difíceis.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Alexandre Brait Landulpho, pela confiança demonstrada. A ele, só tenho a agradecer pelo incentivo sempre otimista neste passo essencial a caminho do meu engrandecimento profissional.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva, pelo incentivo e preocupação com a minha formação. A ele, só tenho a agradecer pela confiança, respeito e pelo tratamento de igualdade que sempre se propôs.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos Profs. Aladim Gomes Lameira e Kunihiro Saito da UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ (UFPA) pelas oportunidades concedidas e apoio a minha carreira docente.

AGRADECIMENTOS

À UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS, por meio de seu Reitor, Fernando Ferreira Costa.

À FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA (FOP), por meio de seu diretor Prof. Dr. Jacks Jorge Junior.

À FAPESP, processo 08/01469-4.

A Prof^ª. Dr^ª. Regina Maria Puppim Rontani pela educação e atenção demonstrada.

Ao Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva pela orientação profissional.

A Talmax pela confecção das coroas realizadas no Centro de Treinamento e Pesquisa Talmax (CTP – Talmax), o qual é credenciado pelo sistema Zirkon Zahn®.

Aos professores da Universidade do Vale do Itajai, especialmente ao Prof. Dr. Adhemar Mendes Duro Jr, pelo incentivo em seguir a carreira docente.

À Vera Lucia Pacheco Lameira, pelo carinho, atenção e exemplo de dignidade.

A todos os funcionários da FOP, pela atenção a mim dispensada.

A todos os colegas de pós-graduação, pela amizade e companheirismo.

A todos meus amigos e amigas, de longe ou de perto, que torcem e vibram pelo meu sucesso...

“A inteligência é o único meio
que possuímos para dominar os
nossos instintos”.

(Sigmund Freud)

RESUMO

O presente estudo teve como objetivo investigar a resistência à fratura de coroas totais confeccionadas em zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP), após serem submetidas ao ensaio de resistência à fadiga termomecânica, frente a diferentes agentes de cimentação. Foram utilizados sessenta incisivos bovinos recém extraídos, onde foram confeccionados os preparos tipo coroa total. As coroas foram confeccionadas pelo sistema Zirkozahn® CAD/CAM. A amostra foi dividida em 4 grupos, sendo cada grupo constituído por 15 corpos de prova, de acordo com o agente cimentante a ser utilizado: Grupo 1) fosfato de zinco, Grupo 2) cimento resinoso, Grupo 3) cimento de ionômero de vidro e Grupo 4) cimento de ionômero de vidro modificado por resina. As coroas foram cimentadas utilizando uma prensa pneumática, com carga estática de 9 kgf. Os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de resistência à fadiga em um equipamento de desgaste termomecânico calibrado para operar com 60.000 ciclos mecânicos, com carga de 84 N, aplicada com força em forma sinusoidal com 4 Hz de frequência, e módulo térmico, com 125 ciclos variando entre 4 °C, 37 °C e 55 °C. O teste de resistência à fratura foi efetuado em máquina Instron, com velocidade de 1 mm/min. Os resultados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey e mostraram que a média da resistência a fratura das coroas fixadas com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina foi significativamente inferior ($1182,68 \text{ N} \pm 112,24$) às médias das coroas fixadas com os cimentos de fosfato de zinco ($1448,51 \text{ N} \pm 182,32$) e ionômero de vidro ($1389,86 \text{ N} \pm 126,88$) ($p < 0,05$), sendo que entre estes últimos não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$). As coroas fixadas com o cimento resinoso mostraram média sem diferença estatística significativa ($1358,15 \text{ N} \pm 272,95$) quando comparado aos demais grupos. Deste modo, nota-se que os agentes de cimentação influenciaram na resistência à fratura das coroas confeccionadas em zircônia Y-TZP pelo sistema Zirkozahn®.

Palavras-Chave: Cerâmicas, Zircônia, CAD/CAM, Fratura, Fadiga, Cimentos.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the fracture resistance of all-ceramic zirconia crowns, submitted to thermal and mechanical fatigue. Sixty bovine incisors were prepared to receive complete-coverage all-ceramic crowns. The crowns were fully made with zirconia Y-TZP using the CAD/CAM (*Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing*) Zirkonzahn® system. The specimens were assigned to four groups (n=15) according to each luting agent used: G1 - zinc phosphate; G2 - resin cement; G3 - glass ionomer cement; and G4 - resin-modified glass ionomer cement. The crowns were cemented using a pneumatic press with a static load of 9 kgf and submitted to an aging thermal/mechanical fatigue test, considering 60,000 cycles for the mechanical (load: 84 N - frequency: 4 Hz) and 125 cycles (4 – 55 °C) for the thermal mode. The fracture resistance test was carried out using a load machine (Instron) at a speed of 1 mm/min. Data were submitted to ANOVA and Tukey test. Fracture resistance of the crowns luted with resin modified glass ionomer was observed to be significantly lower (1182,68 N \pm 112,24) than that of the crowns luted with zinc phosphate cement (1448,51 N \pm 182,32) and glass ionomer (1389,86 N \pm 126,88) (p <0.05). No statistically significant difference was found between G1 and G3 (p> 0.05). The crowns in G2 showed no significant difference (1358,15 N \pm 272,95) from those in the other groups. The fracture resistance of zirconia crowns was influenced by the luting agents.

Key Words: Ceramics, Zirconia, CAD/CAM, Fracture, Fatigue, Cements.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DE LITERATURA	5
3. PROPOSIÇÃO	47
4. MATERIAL E MÉTODOS	49
4.1. Dentes utilizados	49
4.2. Fixação dos dentes em resina acrílica ativada quimicamente	50
4.3. Confeção dos preparos e obtenção dos corpos de prova	52
4.4. Moldagem e obtenção dos troqueis	54
4.5. Preparos das coroas em zircônia com o sistema Zirkonzahn® CAD/CAM	57
4.6. Cimentação das coroas	63
4.7. Ensaio de resistência à fadiga (ciclagem termomecânica)	67
4.8. Ensaio de resistência à fratura por compressão	68
4.9. Análise estatística	68
5. RESULTADOS	69
6. DISCUSSÃO	71
7. CONCLUSÃO	79
REFERÊNCIAS	81
APÊNDICE	91

1. INTRODUÇÃO

Ao longo dos anos, o tratamento odontológico reabilitador tem buscado obter melhores soluções protéticas com a utilização de materiais restauradores que apresentem propriedades biológicas, físicas e mecânicas adequadas, além da estética compatível com a dos dentes naturais. Como consequência, a odontologia restauradora passou por uma revolução tecnológica que possibilitou aos cirurgiões dentistas opções restauradoras de alta eficiência, sob o ponto de vista biológico, funcional e estético.

Desde a sua introdução na Odontologia, as cerâmicas têm merecido especial atenção e destaque, uma vez que dificilmente outro material consegue reproduzir a beleza e a naturalidade dos dentes, além de apresentarem características excelentes, tais como: translucidez, opalescência, coeficiente de expansão térmica próxima ao da estrutura dental, compatibilidade biológica, estabilidade química, resistência à compressão e abrasão. Essas propriedades extremamente desejáveis as tornam substitutas estéticas eletivas dos dentes naturais (CONCEIÇÃO, 2005).

Inicialmente, o grande salto de qualidade destas restaurações aconteceu com o desenvolvimento das próteses metalocerâmicas na década de 50, que aliou as propriedades das ligas metálicas com as da porcelana, conferindo a estas próteses excelentes qualidades mecânicas e estéticas e que ainda continuam prestando excelentes resultados aos pacientes (McLEAN, 2001).

Desde 1956, até aproximadamente 1980, a restauração metalocerâmica foi praticamente a única forma de utilizar as porcelanas odontológicas. Entretanto, a partir da década de 80, observou-se uma intensa busca pela melhoria da estética com a eliminação da infra-estrutura metálica. Procuraram-se mecanismos de reforço às cerâmicas, que diminuíssem sua fragilidade. Nesse sentido, sem dúvida o mecanismo mais importante foi o desenvolvimento das estruturas cerâmicas de alta resistência que dispensaram a infra-estrutura metálica e proporcionaram uma confiável melhoria nas

propriedades mecânicas e ópticas das próteses totalmente cerâmicas (PARREIRA & SANTOS, 2005).

Para aumentar a resistência destas porcelanas, foi incluída uma fase dispersa de um material que inibisse a propagação da fratura na porcelana e que poderia ser obtida de duas formas: (1) por meio do aumento da tenacidade por transformação que envolve a incorporação de um material cristalino capaz de sofrer uma mudança estrutural quando colocado sob tensão como acontece com a zircônia parcialmente estabilizada (ZPE) e, (2) por meio da adição de partículas de um material cristalino como, leucita, alumina (Al_2O_3), lítio, magnésio (ANUSAVICE, 1993, 1998).

Assim, surgiram novas porcelanas que sofreram modificações estruturais com a finalidade de torná-las mais resistentes, possibilitando a sua indicação para confecção de infraestruturas de próteses fixas (ANDERSSON & ODÉN, 1993; ANUSAVICE, 1993; BOTTINO *et al.*, 2002).

As porcelanas odontológicas podem ser divididas de acordo com os procedimentos laboratoriais de fabricação em cinco categorias: porcelanas feldspáticas, fundidas, prensadas, infiltradas e computadorizadas. As porcelanas computadorizadas são confeccionadas a partir de blocos cerâmicos, usinados por meio de um sistema computadorizado (sistema CAD-CAM, *computer-aided-design / computer-aided-manufacturing*) (BOTTINO *et al.*, 2002).

O estudo do comportamento mecânico das próteses parciais fixas sempre foi motivo de preocupação dos pesquisadores para evitar que falhas estruturais levassem ao fracasso da prótese (POTIKET *et al.*, 2004; LÜTHY *et al.*, 2005; RAIGRODSKI *et al.*, 2006; STUART *et al.*, 2007; SILVA, 2007; KOHORST *et al.*, 2007; BEUER *et al.*, 2008; BEUER *et al.*, 2009; HJERPPE *et al.*, 2009).

Apesar de todo o desenvolvimento e o aprimoramento ocorrido ao longo dos anos, as cerâmicas estão constantemente sujeitas à fadiga e fraturas (LUDWIG, 1991; PROBSTER, 1992; WHITE, 1993; PHILLIPS, 1996; SOBRINHO *et al.*, 1998; CATTEL *et al.*, 1999; SOBRINHO *et al.*, 1999).

Além da resistência intrínseca da cerâmica, o sucesso clínico das restaurações depende de outros fatores, como o procedimento de união entre a mesma e a estrutura dental, que é um fator importante para a longevidade da restauração e, dependendo do material cerâmico empregado, a fixação pode ser realizada pela técnica adesiva ou convencional (SPHOR *et al.*, 2003).

A técnica de fixação adesiva consiste no condicionamento ácido do dente e aplicação de resina fluida. Na cerâmica, a superfície interna da restauração deve ser susceptível a tratamentos de superfície, visando promover retenções micro mecânicas e favorecimento da união química com a cerâmica. Em seguida, é empregado um material de fixação, formando uma camada intermediária unindo a estrutura dentária e a superfície da cerâmica em uma única unidade, de forma que os esforços aplicados sejam transmitidos para a estrutura do dente sem causar fratura na restauração. Já a técnica de fixação convencional, consiste no emprego do cimento de fosfato de zinco ou do cimento de ionômero de vidro, sendo esta mais simples e menos crítica em relação à técnica adesiva.

As cerâmicas reforçadas pela incorporação de alta porcentagem de fase cristalina podem ser fixadas pelas duas técnicas. Entretanto, devido à diferentes composições das cerâmicas, nem sempre os tratamentos de superfície interno são meios efetivos para promover união entre as cerâmicas e o material de fixação quando empregada a técnica adesiva (KERN & THOMPSON, 1994).

Diferente das cerâmicas convencionais, a zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (*yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystal / Y-TZP*) é um material com propriedades mecânicas superiores as demais cerâmicas odontológicas, apresentando uma resistência flexural de 900 a 1400 MPa. A zircônia Y-TZP é composta de pequenas partículas sem fase vítrea nas bordas dos cristalinos, e se distingue por possuir um mecanismo de inibição da fratura. Estas cerâmicas exibem um mecanismo conhecido como aumento da tenacidade por transformação induzida por tensão. Quando uma fratura começa a se propagar na estrutura da cerâmica, os cristais tetragonais metaestáveis próximos a ponta da fratura se transformam na fase monoclinica

estável, e esta transformação acarreta numa expansão volumétrica de 3-4% em volume, a qual induz tensões de compressão que irão opor-se à rachadura e dificultar sua propagação (KOSMAC *et al.*, 1999; CHEVALIER *et al.*, 1999; PICONI & MACCAURO, 1999).

A boa estabilidade química e dimensional das cerâmicas Y-TZP, aliada a alta resistência à fratura e ao módulo de elasticidade da mesma magnitude das ligas de aço inoxidável deu origem ao interesse no uso da zircônia como biomaterial cerâmico (PICONI & MACCAURO, 1999). A principal aplicação deste material é a reconstrução da articulação do quadril, no entanto, seu uso na prática odontológica vem sendo proposto devido à crescente demanda por restaurações livres de metal e as aprimoradas propriedades mecânicas destes materiais (PICONI & MACCAURO, 1999; WOLFART *et al.*, 2007).

Luthardt *et al.*, em 2002, citam o baixo potencial adesivo como uma desvantagem das cerâmicas Y-TZP. Ao contrário das cerâmicas odontológicas passíveis de condicionamento com ácido fluorídrico e a aplicação de silanos previamente à inserção do cimento resinoso, os materiais Y-TZP são compostos de pequenas partículas sem fase vítrea nas bordas dos cristalitos. O condicionamento com ácido fluorídrico é indicado apenas para superfícies com componentes vítreos, portanto, o ácido é incapaz de criar microretenções nas superfícies internas das peças em Y-TZP (DERAND *et al.*, 2005; YOSHIDA *et al.*, 2004).

Diante dessas considerações, tendo em vista os resultados apresentados na literatura, parece-nos oportuno avaliar a resistência à fratura de coroas totais confeccionadas em zircônia Y-TZP pelo sistema Zirkon Zahn®, depois de submetidas ao ensaio de resistência à fadiga termomecânica, em função de diferentes agentes de cimentação.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Mc LEAN & HUGHES (1965), estudaram vários métodos para reforçar as cerâmicas dentais e os vidros de baixa fusão. Realizaram uma pesquisa que desenvolveu uma nova cerâmica dental, juntamente com técnica de aplicação que melhorasse as propriedades mecânicas e a resistência à fratura. Foi observado que cristais de alumínio utilizados como reforço da fase vítrea da cerâmica melhoraram suas propriedades mecânicas. De acordo com os resultados, a cerâmica reforçada alcançou o dobro da resistência transversa das porcelanas dentais convencionais, maior resistência a choques térmicos, e ainda, os dentes produzidos apresentaram anatomia e estética semelhantes às porcelanas convencionais.

Segundo a AMERICAN SOCIETY FOR TESTING MATERIALS (1979), a fadiga mecânica é um processo progressivo, localizado permanentemente na estrutura da cerâmica e ocorre em materiais sujeitos às condições de tensões oscilantes, em locais que podem resultar em fendas ou fratura completa, após um número suficiente de oscilações.

Com a finalidade de encontrar um substituto para os dentes humanos em testes de adesão, NAKAMICHI *et al.* (1983), compararam a resistência adesiva de dentes bovinos com as de dentes humanos usando diferentes cimentos: cimento de policarboxilato, cimento de ionômero de vidro, cimento de fosfato de zinco e cimento resinoso. A adesão ao esmalte e à camada superficial de dentina não mostrou diferença estatisticamente significativa entre dentes humanos e bovinos, embora os valores médios tenham sido sempre ligeiramente menores nos dentes bovinos. Além disso, a adesão nos dentes bovinos diminuiu consideravelmente com a proximidade da polpa.

HONDRUM (1988), avaliou a resistência à fratura de coroas confeccionadas com *coping* de óxido de magnésio e óxido de alumínio. Foi

utilizado como modelo mestre um troquel metálico de aço inoxidável simulando um pré-molar superior. Inicialmente, esse troquel foi moldado com silicone de adição (Mirror 3), posteriormente essas impressões foram vazadas com resina epóxica (Epoxy Dent) obtendo-se quarenta troquéis, os quais foram moldados com polissulfeto (Permlastic) e vazados com revestimento (Silky- Rock) de alta resistência formando os modelos de trabalho. Uma folha de platina com 0,001mm (Willians Gold Refining) foi adaptada em cada um dos quarenta modelos de trabalho. Esses modelos foram divididos em quatro grupos de dez corpos-de-prova: grupo 1 e 2 - coroa com *coping* de óxido de magnésio e grupos 3 e 4, coroa com *coping* de óxido de alumínio. Posteriormente, sobre os *copings* foram confeccionadas as coroas com as cerâmicas (Ceramco Vacuum Porcelain para *copings* de óxido de magnésio e Vitadur para os *copings* de óxido de alumínio). As coroas do grupo 2 e 4 foram glazeadas internamente, enquanto as do grupo 1 e 3 permaneceram com a folha de platina internamente. Posteriormente, as coroas foram fixadas sobre os troquéis de resina epoxica com o cimento de fosfato de zinco (Modern Tenacin, Dentsply) utilizando uma pressão de 5 Kg. Após a cimentação os corpos-de-prova foram colocados em água à temperatura ambiente, por 24 horas. Posteriormente, as coroas foram submetidas ao teste de resistência a fratura em máquina de ensaio universal Instron (Model TT, BM) equipada com uma ponta triangular, a uma velocidade de 1 mm/min. O autor concluiu que as coroas com *coping* de óxido de alumínio e magnésio com folha de platina apresentaram resistência à compressão superior em relação as coroas dos grupos que foram submetidos ao glazeamento. Segundo o autor, a inability de preencher completamente o espaço entre a coroa e o dente se constitui em um problema de transferência de tensões. Pode ser que uma fina camada de cimento, característica de melhor adaptação da coroa, possa ser mais relevante para a resistência das coroas de porcelana, do que a própria resistência relativa dos materiais.

Segundo VAN VLACK & LAWRENCE (1989), fadiga é uma fratura retardada resultante de um longo período de trabalho. A palavra fadiga originou-se da expressão Latina *fatigare* que significa cansar e tem sido

largamente aceito no vocabulário nas áreas de engenharia onde se estudam falhas e danos causados a materiais sob cargas cíclicas. Componentes estruturais usados são freqüentemente submetidos à cargas cíclicas suficientemente severas para que se considere resistência à fadiga um critério primordial. A resistência à fadiga engloba tanto a iniciação de uma trinca quanto à propagação de uma trinca, contudo uma definição exata da transição entre a iniciação e a propagação não é possível. Vários são os tipos de fadiga, e as falhas causadas por fadiga ocorrem de formas diferentes. Uma mera flutuação de estresse ou deformação aplicada na superfície externa de um material resulta numa fadiga mecânica. Cargas cíclicas atuando em associação com altas temperaturas causam fadiga por *Creep*; quando a temperatura aplicada sobre o material também é flutuante tem-se fadiga termomecânica (uma combinação de fadiga térmica e mecânica). Quando cargas cíclicas são aplicadas na presença de um agressor químico aparece a fadiga por corrosão. Um ambiente que contenha vapor d'água pode causar corrosão nas cerâmicas que estejam sobre a ação de fadiga, levando-as à fratura. Considerando que esta corrosão ocorre principalmente em áreas de tensões de tração é de se esperar que a região interna da cerâmica sofra maior corrosão. Todas estas falhas ocorrem geralmente sob a influência de cargas, nos seus valores máximos são consideravelmente menores do que as cargas estimadas por análises de fratura estática. Contudo, quando se dobra a resistência de uma cerâmica, quadruplica a tenacidade deste material; ou seja, necessita-se de quatro vezes mais energia para a propagação de uma trinca. Considerando que toda fratura começa em uma trinca ou falha estrutural do material, fica claro que materiais com maior resistência flexural devem ser mais resistentes.

KELLY *et al.* (1990), apontaram a fractografia como método utilizado para se estudar restaurações cerâmicas que falharam clinicamente. Os autores fizeram uma revisão básica de conceitos sobre as fraturas e a discussão de aspectos clínicos envolvidos. Avaliaram 12 coroas totais de porcelana DICOR e Cerestore que falharam após um período de 17 a 36 meses na boca, quando foram estudadas para se determinar a origem da fratura e calcular a tensão.

Após a remoção, foram limpas no ultra-som para serem analisadas no MEV em áreas onde se originou a falha (quando discernível). Muitas fraturas eram durante a prova das coroas (superfície interna), outras relacionadas à facetas de desgaste proveniente de contatos oclusais, força de mordida excessiva, porosidades, técnica de ceramização deficiente, utilização de brocas na superfície oclusal durante a fase laboratorial e fissuras provocadas provavelmente pela abrasão do jato de óxido de alumínio durante a remoção do revestimento. Após análise das fotomicrografias e fractografia, concluiu que: as coroas totais eram susceptíveis à fratura como resultado de sua natureza frágil e devido às tensões causadas durante o uso; a maioria das coroas apresentou falhas que se iniciava na superfície interna, freqüentemente na proximidade de facetas, indicando região de alta tensão superficial, ou provavelmente em locais com grandes falhas ou vazios; defeitos foram identificados como sendo de fabricação ou inerentes da microestrutura da cerâmica. Defeitos observados na cerâmica Dicor pareciam ser relativos primariamente à porosidade superficial originada durante a fundição. Falhas causando fissuras e defeitos na cerâmica Cerestone pareciam ser devido à porosidade introduzida durante a construção das coroas, locais de facetas ou defeito microestrutural associado com a alta resistência do corpo do material. Defeitos adicionais (laboratoriais) também poderiam ser causados pela abrasão do jato de óxido de alumínio e utilização de brocas.

De acordo com Mc LEAN, em 1991, as novas cerâmicas estariam sendo indicadas em substituição às restaurações metalocerâmicas. Entretanto, estes materiais ainda têm suas limitações como: precisão, baixa resistência à fratura por tração, dificuldade em se obter superfície livre de porosidade e fendas, podendo falhar em função das limitações de suas propriedades e dos esforços complexos a que são submetidas no meio oral. Além disso, as cerâmicas são mais duras que o esmalte dental e podem causar desgaste excessivo durante a mastigação. Estudos relatam que a resistência e longevidade das restaurações dependem da característica da superfície da cerâmica. Uma cerâmica com alta resistência, porém com defeitos na

superfície, podia ter seu desempenho diminuído em relação às cerâmicas livres de defeitos.

A proposta do estudo clínico de KERN *et al.*, em 1992, foi avaliar a adesão *in vivo* do cimento resinoso à porcelana In Ceram, quando usado o método de adesão que tem sido bem sucedido em testes de laboratório. Dezesete próteses parciais fixas ceramocerâmicas, fixadas com adesivo resinoso, foram confeccionadas a partir de porcelana com alumina infiltrada, cobertas triboquimicamente com sílica e fixadas em seus dentes pilares. A cerâmica de cobertura utilizada foi Vitadur Alpha. Os pacientes foram chamados para retorno a cada 6 meses para avaliação das restaurações quanto à função e possíveis falhas. Os resultados mostraram que algumas fraturas ocorreram na porcelana no período de observação de 3,8 a 16 anos. No entanto, a união entre os dentes, o adesivo resinoso e a porcelana com alumina sempre permanecia estável. Concluíram que a cobertura de sílica resultou em adesão durável do cimento resinoso em período superior a 5 anos.

ANUSAVICE (1992), fez uma revisão sobre o desenvolvimento das cerâmicas, desde a introdução das coroas de jaqueta no início do século (1903) até os sistemas CAD-CAM utilizados atualmente na confecção de inlays e onlays. Relatou que as coroas metalocerâmicas foram inicialmente desenvolvidas em 1962, por Weinstein, utilizando ouro. Em 1965, foi introduzida a cerâmica alumínica. No início dos anos setenta surgiram as cerâmicas de vidro, porém, as mesmas não apresentavam resistência satisfatória. Outro tipo de cerâmica foi lançada (Feldspática) apresentando uma resistência moderada. Em seguida um sistema de coroa alumínica infiltrada com vidro foi lançada apresentando alta resistência flexural. Os sistemas atuais compreendem os dispositivos para a confecção de cerâmicas inlay e onlay (CAD-CAM). Segundo o autor, o sucesso das cerâmicas e restaurações metalocerâmicas dependia do tipo de material e da técnica de confecção. Desde que a primeira jaqueta de cerâmica foi introduzida em 1903, muitos materiais novos têm sido lançados com o objetivo de melhorar a estética e

aumentar a resistência. O autor relata que a degradação das cerâmicas no ambiente oral geralmente ocorre pela ação de forças mecânicas e químicas ou uma combinação de ambas.

YOSHINARI & DÉRAND (1994), avaliaram a resistência à compressão de coroas cerâmicas submetidas ou não à ciclagem mecânica. Preparos para coroas totais foram realizados a partir de dentes bovinos, apresentando 10° de convergência oclusal, término em ombro com espessura de 1mm e redução oclusal de 2mm. Quatro grupos de coroas totais cerâmicas foram utilizados no estudo: sistema Vitadur[®] (Vita), IPS Empress[®] (Ivoclar - Vivadent), Dicor[®] (Dentsply) e In-Ceram[®] convencional (Vita). O grupo Vitadur[®] (Vita) utilizou três tipos de cimentos diferentes, sendo eles: fosfato de zinco (De Trey[®]), ionômero de vidro (Ketac Cem[®] – Espe) e cimento resinoso (Variolink[®] – Vivadent; Scotchbond multi purpose[®] – 3M). Os outros grupos utilizaram somente fosfato de zinco (De Trey[®]) para cimentação. Após a cimentação, todos os espécimes foram armazenados em água destilada por 24 horas. Metade do grupo de coroas Vitadur[®] foi submetida diretamente ao ensaio de compressão, enquanto que a outra metade e os outros grupos testados passaram por uma ciclagem mecânica antes de submetidos ao ensaio mecânico. A ciclagem mecânica foi realizada em ambiente úmido e consistiu-se em 10.000 ciclos de carga entre 30 e 300 N. Para o ensaio estático de compressão, uma esfera de 4,8 mm de diâmetro foi posicionada entre a periferia e o centro dos espécimes e a carga foi aplicada a uma velocidade de 0,25 mm/min até a fratura. Os resultados mostraram que a resistência de coroas Vitadur[®] decresceu significativamente depois de submetidas à ciclagem mecânica. O valor médio de resistência à fratura destas coroas quando cimentadas com fosfato de zinco, sem passarem por ciclagem mecânica, foi de 1022N e quando passaram por ciclagem mecânica foi de 770 N. As mesmas coroas, quando cimentadas com ionômero de vidro e cimento resinoso, apresentaram valores de resistência significativamente maiores que quando cimentadas com fosfato de zinco. Não houve diferença estatisticamente

significante entre a resistência das coroas IPS Empress[®] (891 N), Vitadur[®] (770 N) e Dicor[®] (840 N) quando cimentadas com fosfato de zinco. As coroas In-Ceram[®] cimentadas com fosfato de zinco, apresentaram-se significativamente mais resistentes (1060 N) que os outros grupos testados, além de apresentarem dois modos de fratura: total e fratura da cerâmica de cobertura, permanecendo a infra-estrutura intacta.

SIDHU & WATSON (1995), relataram que os primeiros cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foram uma evolução dos cimentos de ionômero de vidro convencionais, sendo adicionado resinas na composição, como o HEMA e Bis-GMA. Enfatizaram que estes materiais são considerados cimentos de ionômero de vidro quando a presa ocorre no escuro, ou seja, pela reação ácido-base. Além desta reação, a presa também ocorre pela polimerização ativada por luz e / ou química. Quando iniciadores químicos, ao invés de foto-iniciadores, são incluídos na composição, a existência de presa no escuro não necessariamente demonstra a presença de reação ácido-base. Portanto, enquanto a ausência de presa no escuro indica que o material não é um cimento de ionômero de vidro, a presa no escuro somente não garante que o mesmo é realmente um cimento de ionômero de vidro. Os autores citam como desvantagens dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina em relação às resinas compostas a maior dificuldade de manipulação, a menor resistência e estética.

WISKOTT *et al.* (1995), fizeram uma revisão sobre fracassos em próteses provocados por fadiga. Segundo os autores, a fadiga era provocada pelo desenvolvimento de micro-falhas em áreas onde ocorriam concentrações de tensões. Com a carga atuando continuamente, as falhas fundiam formando fissuras maiores, as quais provocavam um enfraquecimento do material. Fracassos catastróficos ocorriam quando o ciclo da carga final excedia a capacidade mecânica do material. De acordo com os autores, a formação da curva de tensões podia ser descrita de três maneiras. Primeiro - baixo ciclo de fadiga, quando os fracassos ocorriam abaixo de 10.000 ciclos, indicava que a

tensão aplicada estava além do limite elástico do material; portanto, causando deformação plástica. Como as cerâmicas tinham pouco ou nenhuma capacidade para deformação plástica, testes deste tipo eram de uso limitado para restaurações cerâmicas. O regime de teste no qual fracassos ocorriam acima de 10.000 ciclos podia ser consequência da aplicação de tensões abaixo do seu limite elástico. Testes deste tipo mostravam o tempo de vida das restaurações clínicas e com isso eles podiam ser considerados como úteis. Terceiro – ilimitado, acima de 10.000 ciclos era indicado para testes em indústrias, considerado ideal para materiais dentários. Observaram que, se o regime de carga estava sendo empregado sobre materiais dentários em clínicas, fracassos deveriam ocorrer somente acima do que 10.000 ciclos. Além disso, quando a fissura atingia um tamanho crítico, ela definitivamente progredia a cada aplicação do ciclo de carga. Este processo era referido como a propagação de trincas. As duas fases da fadiga eram iniciação e propagação das falhas. Os autores colocaram que as evidências indicavam que a maioria das fraturas ocorria em estruturas de próteses após um período de muitos anos.

REEVES *et al.* (1995), estudando a microinfiltração de diferentes adesivos dentinários, avaliaram o comportamento destes sistemas sobre diferentes substratos (humano e bovino). Não encontraram diferenças estatisticamente significativas entre os substratos bovinos e humanos, o que sugere que dentes bovinos possam ser usados em substituição aos dentes humanos em estudos de microinfiltração.

LEEVAILOJ *et al.* (1998), observaram que relatos baseados em observações clínicas associavam o uso de agentes cimentantes de ionômero de vidro modificado por resina à fratura de coroas totais cerâmicas, após a cimentação. Os autores avaliaram a incidência de fratura do sistema In Ceram e da coroa de porcelana pura, estratificada com VitaDur Alpha, cimentadas com 5 cimentos (Ionômero de vidro: Fuji I, Fuji Plus, Vitremer e os cimentos resinosos: Advance, e Panavia 21), em função do tempo de armazenamento de

2 meses, em solução de cloreto de sódio a 0,8%. Foram preparados 50 pré-molares humanos para cada sistema cerâmico e divididos em cinco subgrupos de dez dentes, utilizando os cinco agentes cimentantes e observados para localizar possíveis linhas de fratura e iniciação de fendas, durante 2 meses. As 36 amostras que não fraturaram durante a armazenagem foram submetidas ao teste de compressão em máquina de ensaio universal Instron (modelo 1123) a 0,5 mm/min, utilizando uma esfera de aço (diâmetro: 1/8 polegada). De acordo com os resultados, apenas as coroas cerâmicas cimentadas com o cimento Advance fraturaram durante os 2 meses de armazenagem. As coroas de porcelana pura fraturaram mais cedo e mais freqüentemente do que as coroas In Ceram. Fendas se iniciaram na margem coronária e várias linhas de fratura foram encontradas quando se aumentou o tempo de armazenagem. As coroas In Ceram foram significativamente superiores ($140 \pm 21,5$ kgf) às coroas de porcelana pura ($98,6 \pm 17,8$ kgf) ($p < 0,05$). Para as coroas In Ceram, o tipo de cimento não influenciou a resistência à fratura, enquanto que as coroas de porcelana pura cimentadas com Fuji I (110,5 kgf) foram significativamente superiores às aquelas cimentadas com Vitremer (86,6 kgf) ($p < 0,05$). Os autores concluíram que: 1 - apenas as coroas cimentadas com o cimento Advance fraturaram durante os 2 meses de armazenagem, sendo que a incidência foi de 100% para as coroas de cerâmica pura e de 30% para as coroas In Ceram; 2 - nenhuma das coroas cerâmicas cimentadas com ionômero de vidro convencional (Fuji I), ionômero de vidro modificado por resina (Fuji Plus e Vitremer) e cimento resinoso (Panavia 21) fraturou durante os dois meses de armazenagem; 3 - Fendas encontradas no início do tempo de armazenagem se iniciaram nas margens das coroas de cerâmica pura e múltiplas linhas de fratura desenvolveram-se à medida que o tempo de armazenagem aumentou; 4 - para todos os cimentos, a carga compressiva de fratura para as coroas In Ceram foi significativamente maior do que a carga para as coroas de cerâmica pura e 5 - os tipos de cimentos afetaram significativamente a carga compressiva de fratura das coroas de cerâmica pura, mas não tiveram efeito significativo na carga compressiva de fratura das coroas In Ceram.

STRUB & BESCHNIDT (1998), avaliaram a resistência à fratura de 5 diferentes sistemas de coroas totalmente cerâmicas, antes e após a carga cíclica. Para o estudo, 60 incisivos humanos hígidos receberam preparo para coroa total, com a preocupação de que todos os ângulos ficassem arredondados e as margens localizadas a 0,5 mm apical à linha cimento-esmalte. Após a moldagem com poliéter, os troquéis foram fabricados utilizando o gesso tipo IV Fujirock. Os 60 dentes e seus troquéis correspondentes foram divididos aleatoriamente em 06 grupos de dez amostras: Grupo A) coroas metalocerâmicas; Grupo B) Coroas In Ceram; Grupo C) IPS Empress (técnica de pigmentação); Grupo D) IPS Empress (técnica de cobertura); Grupo E) Coroas com porcelana feldspática Celay e Grupo F) Coroas Celay In Ceram. As coroas foram confeccionadas com as mesmas dimensões, usando um silicone como padrão e de acordo com instruções dos respectivos fabricantes. Em seguida, as coroas foram fixadas usando um cimento resinoso dual (Variolink). Metade das amostras (5 coroas em cada grupo) foram submetidas a simulação de mastigação (oclusão) num aparelho computadorizado. A ciclagem de carga foi aplicada nas coroas inclinadas com 15° graus para 1,2 milhões de ciclos e 3.000 termociclagens (5°C/55°C) numa solução de cloreto de sódio. Todas as amostras foram submetidas ao ensaio de fratura em máquina de ensaio universal (Zwick 1446) até que ocorresse a fratura da coroa ou do dente. Os resultados mostraram que a simulação cíclica e termociclagem diminuíram significativamente a resistência à fratura para o grupo A) metalocerâmica (375 N); grupo B) In Ceram (495 N); grupo C) IPS Empress pigmentação (345 N); grupo D) IPS Empress cobertura (265 N) e grupo E) Celay (310 N) de todas as amostras ensaiadas. Os autores concluíram que: 1) A resistência à fratura de todas as coroas testadas diminuiu significativamente após a ciclagem; 2) Não houve diferença estatística entre as coroas de cerâmica pura e metalocerâmicas; 3) Todas as cerâmicas livres de metal podem ser usadas para restaurações anteriores. Entretanto, investigações *in vivo* para os sistemas cerâmicos livres de metal deveriam ser melhor analisados antes de serem utilizados como rotina clínica.

SOBRINHO^a *et al.* (1998), avaliaram a resistência à fratura e fadiga, em meios seco e úmido, das cerâmicas In Ceram (Vita), Optimal Pressable Ceramics (Opc, Jeneric Pentron) e IPS Empress (Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionadas 26 coroas com 8,0mm de diâmetro e 8,5mm de altura para cada tipo de cerâmica. Em seguida, as coroas cerâmicas foram fixadas com cimento de fosfato de zinco em troquel metálico simulando um pré-molar e armazenadas em água destilada a 37 °C em estufa, por 24 horas. Dez amostras de cada sistema cerâmico foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura sem fadiga. Um segundo grupo de oito amostras foi submetido a 10.000 ciclos de fadiga em meio seco seguido de fratura e um terceiro grupo de 8 amostras submetido a 10.000 ciclos de fadiga em meio úmido, seguido de fratura. Em seguida, as amostras foram submetidas ao teste de resistência à fratura na máquina de ensaio universal Instron, com velocidade de 1mm/min. Os resultados mostraram que: 1) A resistência do In Ceram foi significativamente maior que a do IPS Empress. Nenhuma diferença foi observada entre In Ceram e Opc, e entre Opc e IPS Empress. 2) A resistência dos três sistemas cerâmicos diminuiu significativamente após a fadiga em meio seco e úmido quando comparado com as amostras fraturadas sem fadiga. Nenhuma diferença foi encontrada entre o meio seco e úmido. 3) Em meio seco a resistência à fadiga do In Ceram e OPC foram superiores ao IPS Empress, porém nenhuma diferença ocorreu em meio úmido. Concluindo, encontraram significantes diferenças na resistência à fratura para os sistemas cerâmicos investigados os quais seriam resultados da natureza do sistema cerâmico empregado e do meio seco em que as amostras foram submetidas à fadiga.

SOBRINHO^b *et al.*, ainda em 1998, avaliaram a resistência à fratura das cerâmicas In Ceram (Vita), Optimal Pressable Ceramics (Opc, Jeneric Pentron) e IPS Empress (Ivoclar-Vivadent) fixadas com diferentes cimentos. Foram confeccionadas 20 coroas com 8,0mm de diâmetro e 8,5mm de altura para cada tipo de cerâmica. Em seguida, as coroas cerâmicas foram fixadas em troquel metálico simulando um pré-molar. Dez coroas de In ceram foram

fixadas com cimento de fosfato de zinco, enquanto dez coroas de cada um dos sistemas Opc e IPS Empress foram cimentadas com cimento resinoso, conforme as recomendações dos sistemas. As dez coroas restantes de cada sistema foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Posteriormente, os grupos foram armazenados em água destilada a 37 °C numa estufa por 24 horas. Em seguida, os grupos cerâmicos foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura em máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 1mm/min. Os resultados foram submetidos à análise estatística usando o teste de Mann-Whitney e mostraram que: 1) a resistência das coroas In Ceram cimentadas com fosfato de zinco foi significativamente maior que as coroas de IPS Empress cimentadas com cimento resinoso, porém não foi observada diferença quando comparado as coroas Opc fixadas com cimento resinoso. Nenhuma diferença estatística foi observada entre Opc e IPS Empress. 2) Quando os três sistemas foram cimentados com cimento de ionômero de vidro, o In ceram foi significativamente mais resistente que o Opc e IPS Empress ($p < 0.05$). O Opc foi significativamente mais resistente que o IPS Empress. Os autores concluíram que houve diferenças significativas na resistência à fratura entre os sistemas cerâmicos cimentados de acordo com os diferentes tipos de materiais de cimentação.

LI & WHITE (1999), estudaram propriedades mecânicas de agentes cimentantes dentários e afirmaram que as falhas ocorriam devido à formação de microfendas e ingresso bacteriano, ou por falha grosseira e deslocamento da coroa. Todos esses padrões de falhas estavam relacionados às propriedades mecânicas e à deformação. Afirmaram que, mecanicamente, os variados tipos de cimentos adesivos se comportam diferentemente, sendo importante a indicação específica. Além disso, o cimento ionômero de vidro seria adequado para prevenir formação de desajustes marginais e deslocamento da coroa. A utilização de cimento resinoso estaria indicada para margens em esmalte supragengival e destacou a importância da absorção de tensões. O módulo de elasticidade de 8 cimentos (fosfato de zinco - Flecks, policarboxilato - Durelon, ionômero de vidro convencional – Ketac Cem,

ionômero de vidro convencional encapsulado – Ketac Cem maxicap, ionômero de vidro modificado por resina - Vitremer, resina composta Infinity - modificada por poliácido e cimento resinoso Panavia 21) foi quantificado por meio de técnica não destrutiva, e verificado para cada tipo de cimento, em períodos de armazenamento (1 hora, 1 dia, 1 semana, 1 mês e 1 ano). Todos os materiais foram manipulados e proporcionados de acordo com instruções dos fabricantes numa atmosfera de $60\% \pm 5\%$ umidade a $24^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$. Para o teste de compressão, as amostras cilíndricas tinham 12 mm de altura e 6 mm de diâmetro e a carga de compressão foi realizada em máquina de teste Instron 6022 a 0,5 mm/min. Propriedades compressivas (limite proporcional, resiliência e resistência), resistências finais (compressão, tração diametral e flexural) e resistência à flexão foram determinadas e avaliadas por análise de variância para 2 padrões de testes (5 e 0,5 mm/min) e tipo de cimento. Os cimentos tiveram comportamento variado em função do módulo de elasticidade, limite proporcional de compressão, resiliência, intensidade de compressão, resistência a compressão, resistência à tração diametral, intensidade de flexão e resistência à flexão. O tempo de armazenagem afetou o módulo de elasticidade e conseqüentemente os vários cimentos, de diferentes formas. Por exemplo, os cimentos policarboxilato e ionômero de vidro sofreram modificações com o tempo (aumentou o módulo de elasticidade), enquanto outros sofreram poucas alterações após o primeiro dia. Já o Panavia 21, Vitremer e Infinity mostraram menor módulo de elasticidade que outros tipos de cimento. O padrão seguido apenas afetou significativamente o limite proporcional de compressão e a resiliência. Os autores concluíram que os agentes cimentantes diferiram consideravelmente em relação às propriedades mecânicas.

Para investigar os efeitos da fadiga na resistência dos materiais usados em coroas cerâmicas, OHYAMA *et al.*, em 1999, mediram a resistência à flexão biaxial antes e depois da ciclagem em cerâmicas livres de metal. No preparo das amostras, foram utilizados dois tipos de sistemas cerâmicos livres de metal: uma alumina infiltrada por vidro (In Ceram) e um sistema de

porcelana feldspática reforçada por leucita (IPS Empress). Foram preparados discos laminados com o diâmetro de 11,75 mm e espessura de $1,20 \pm 0,05$ mm e levados para o teste de resistência à flexão biaxial (2 grupos: polidos e com trinca previamente induzida). A resistência também foi medida após aplicação de uma carga cíclica. A carga cíclica foi definida em 60% da média da resistência à fratura das amostras (antes da carga cíclica) por 10 ciclos, em água a 37°C. Como resultados, os autores verificaram que durante a ciclagem 20 a 30% das amostras polidas fraturaram. A resistência à flexão biaxial das amostras que não fraturaram durante a ciclagem era quase a mesma daquelas não submetidas à ciclagem. A resistência do sistema de alumina diminuiu com a introdução de trincas previamente induzidas e quase todas as amostras fraturaram durante a ciclagem. A resistência do sistema IPS Empress, entretanto, não diminuiu com a presença de trincas previamente induzidas e nenhuma fratura foi observada nestas amostras durante a fadiga cíclica. Os resultados sugeriram que enquanto o sistema In Ceram teve baixa resistência flexural, ele foi mais sensível à falha e susceptível à fratura por fadiga. O efeito da fadiga no sistema IPS Empress foi pequeno.

SOBRINHO *et al.* (1999), avaliaram a resistência à fratura das coroas In Ceram (Vita) confeccionadas em preparos com ângulos de convergência oclusal total de 8° e 16° graus, fixadas com cimento de fosfato de zinco (Orthostan) e dois ionômero de vidro (RGI-Lutrex e Vivaglass Cem). Foram confeccionados dois modelos mestres metálicos com dimensões do pré-molar. Em seguida foram aplicadas três camadas de espaçador e realizada a moldagem com silicona por adição. A cerâmica aluminizada foi aplicada aos modelos refratários de acordo com as instruções do fabricante e conduzida ao forno apropriado para a queima dos *copings*. Após o ciclo de queima, os excessos de vidro foram removidos com ponta diamantada e a cerâmica de cobertura aplicada nos *copings*. Foram confeccionadas 30 amostras para cada ângulo de convergência com dimensões de 8,0 mm de diâmetro por 8,5 mm de altura. A seguir, as coroas foram fixadas com cimento de fosfato de zinco e com os cimentos de ionômero de vidro RGI-Lutrex e Vivaglass Cem. Para a

cimentação, uma carga de 2,7 kgf foi aplicada por 10 minutos sobre as coroas, e em seguida foram armazenadas em água destilada a 37°C por 24 horas. Decorrido o tempo de armazenagem foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura na máquina Instron a velocidade de 1mm/min. A força foi aplicada no centro da superfície oclusal das coroas e os dados obtidos submetidos à análise estatística Mann-Whitney. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os ângulos de convergência de 8° e 16° graus usando o mesmo cimento. Entretanto, a resistência das coroas fixadas com o cimento de fosfato de zinco sobre os preparos com 8° e 16° graus de convergência oclusal foram significativamente maiores do que as fixadas com os cimentos de ionômero de vidro.

CHEN *et al.* (1999), afirmaram que coroas totais de cerâmica em molares poderiam ser fabricadas por meio do sistema CAD-CAM ou métodos laboratoriais com diferentes materiais, polidos ou glazeados. Investigaram, *in vitro*, os efeitos do teste de fadiga e do acabamento superficial na resistência a fratura, com ou sem aplicação de carga cíclica prévia. Utilizaram coroas de molares fabricadas pelo CAD-CAM (Cerec 2 - Sirona), blocos cerâmicos desgastáveis via computador (Vita Mark II e ProCAD) e coroas fundidas convencionais de IPS Empress, fabricadas em 2 laboratórios. Grupos com 40 coroas de cada material receberam acabamento através de polimento ou aplicação de glaze. Para a cimentação das coroas foi utilizado o cimento Variolink II. Cargas cíclicas (zero, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos) com 200 N e 1 Hz, foram aplicadas em condições similares às condições bucais na metade de cada grupo para em seguida serem submetidas à carga até a fratura em máquina de teste universal (Quicktest Pruefpartner – Germany). Para o ensaio de resistência à compressão, uma ponta esférica com 8 mm de diâmetro foi utilizada em contato com a superfície oclusal. A resistência à fratura das coroas ProCAD que receberam polimento, sem prévia carga cíclica, foi de 2120 ± 1231 N, sendo significativamente mais alta do que as coroas VITA Mark II que receberam polimento (1905 ± 235 N), mas não foi significativamente diferente da resistência das coroas IPS Empress fabricadas

por 2 laboratórios. A aplicação do glaze nas coroas ProCAD aumentou a resistência à fratura significativamente (2254 ± 186 N), sendo que a carga cíclica diminuiu significativamente a resistência de todas as coroas testadas, porém a redução foi menor para as coroas Cerec em relação as coroas IPS Empress. Os autores concluíram que as coroas Cerec ProCAD demonstraram resistência à fratura significativamente maior que as coroas Vita Mark II, maior resistência à carga cíclica e menor probabilidade de falha em relação as coroas IPS Empress. A aplicação prévia de carga cíclica reduziu significativamente a resistência de todas as coroas cerâmicas, porém surtiu menos efeito nas coroas Cerec do que nas coroas IPS Empress. A aplicação de glaze nas coroas ProCad resultou em significativo aumento da resistência à carga cíclica quando comparadas àquelas que tiveram as superfícies polidas.

CATTANI-LORENTE *et al.* (1999), avaliaram o efeito da água nas propriedades físicas do cimento de fosfato de zinco, cimentos de ionômero de vidro modificado por resina e três convencionais. Os espécimes foram preparados de acordo com as instruções dos fabricantes. Após a confecção das amostras foram armazenados em quatro ambientes diferentes: (A) ambiente seco 15% de umidade relativa; (B) água destilada; (C) umidade relativa de 90%; e, (D) umidade relativa de 90% por 1 hora seguido por água destilada e armazenados por um período de 24 horas a três meses. Um teste de três pontos foi utilizado para avaliar a resistência flexural e o módulo de elasticidade das amostras. A dimensão média das amostras era de $25 \times 2 \times 2$ mm³. Cinco amostras foram ensaiadas para cada intervalo de tempo. A dureza Vickers foi verificada em amostras com 10 mm de diâmetro por 4 mm de altura. A absorção de água pelos espécimes foi verificada pela mudança de peso do material e mudança do comprimento do material foi continuamente verificada por um transdutor durante todo o tempo de imersão dos espécimes. Observou-se que os ionômeros de vidro modificados por resina absorveram grande quantidade de água durante as primeiras 24 horas. A resistência flexural e o módulo de elasticidade dos espécimes foram afetados pelo armazenamento. As amostras armazenadas em água apresentaram baixas resistências a

fratura. Sendo que a resistência dos espécimes armazenados em umidade teve resistência intermediária entre seco e água. Diferença significativa foi observada entre a resistência flexural dos ionômeros de vidro modificados por resina entre 24 horas, 5 dias e 3 meses de armazenagem. Após 24 horas em água todos os materiais apresentaram expansão. Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina expandiram mais que os convencionais. Foi considerado que a expansão dos ionômeros de vidro modificados por resina é isotrópica e absorvem nas primeiras 24 horas grande quantidade de água alterando as propriedades físicas do material. A diminuição da resistência flexural das amostras armazenadas em água variou de 20 a 80% em relação aos armazenados em ambiente seco. Houve redução de 50 a 80% no módulo de elasticidade, e 50% da dureza das amostras armazenadas em água quando comparados aos armazenados em ambiente seco. Além disso, ocorreu expansão de 3,4 a 11,3% em 24 horas das amostras armazenadas em água.

MITCHELL *et al.* (1999), verificaram se existia diferença significativa entre tenacidade de três tipos de cimentos odontológicos: cimento de ionômero de vidro convencional (Ketac Cem, Fuji I, KetacCem Maxicap, Fuji Cap I), cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer) e cimento resinoso (Scotchbond Resin Cement). Onze amostras de cada tipo de cimento foram confeccionadas para determinar o plano de fratura em tenacidade. Decorridos sete dias da manipulação, as amostras foram submetidas a uma carga em água a velocidade de 4 $\mu\text{m}/\text{seg}$. Os resultados mostram que dos materiais submetidos a carga, o cimento resinoso parece ser aquele que terá maior durabilidade clínica. Isso provavelmente ocorre devido à tenacidade dos cimentos de ionômero de vidro modificado por resina ser menor do que a dos cimentos resinosos, promovendo maior propensão à propagação de trincas e conseqüentemente menor resistência à fratura do cimento de ionômero de vidro modificado por resina em relação ao cimento resinoso.

TINSCHERT *et al.* (2000), avaliaram a distribuição da resistência flexural de várias cerâmicas utilizadas em coroas e inlays. Oito tipos de cerâmicas participaram do estudo: Cerec Mark II[®] – Vita (CM), Dicor[®] – Dentsply (D), In-Ceram[®] Alumina - Vita (ICA), IPS Empress[®] - Ivoclar Vivadent (IE), Vitadur Alpha Core[®] - Vita (VAC), Vitadur Alpha Dentin[®] – Vita (VAD), Vita VMK[®] 68 – Vita (VMK), Zircônia[®] Y-TZP - Metoxit (Z). Todas as barras cerâmicas foram produzidas de acordo com especificações dos fabricantes e continham 3 mm de largura, 1,5 mm de espessura e 30 mm de comprimento. O teste flexural de 4 pontos foi utilizado nos trinta espécimes de cada grupo. Os resultados mostraram que os maiores valores de resistência flexural foram apresentados por Z (913 MPa), ICA (429,3 MPa) e VAC (131 MPa), havendo diferença estatística entre eles. Concluiu-se que o processo laboratorial de fabricação das cerâmicas é crítico e as dificuldades podem causar, muitas vezes, resistência limitada; cerâmicas fabricadas industrialmente podem otimizar a confiabilidade estrutural, mas o efeito do processo industrial na longevidade das restaurações deve ser examinado para assegurar que os resultados *in vitro* sejam transportados para situações clínicas.

BRISOLARA (2000), avaliou o ajuste cervical antes e após a cimentação de coroas totais metálicas confeccionadas com liga de níquel-cromo (Verabond II), em preparos sobre dentes bovinos com diferentes terminos cervicais: chanfro em 45°, ombro biselado em 20° e ombro reto, com os cimentos de fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso. Noventa coroas totais metálicas foram fundidas com liga de níquel-cromo (Verabond II). Após a fundição, as coroas foram adaptadas sobre os preparos com carga estática de 9 kg, e o desajuste marginal foi medido. Posteriormente as coroas metálicas foram fixadas sobre os dentes com os cimentos de fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso, manipulados de acordo com as recomendações dos fabricantes. Em seguida, o desajuste marginal foi medido novamente. Os resultados submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey 5% de significância, indicaram que antes da cimentação, o término cervical em ombro biselado em 20° mostrou a maior média de desajuste cervical, sendo diferente

estatisticamente do chanfro 45° e ombro reto, também diferente entre si; após a cimentação, para cada tipo de cimento, o melhor ajuste cervical foi obtido com o término cervical em ombro reto, seguido pelo chanfro em 45° e ombro biselado em 20°. Independente do término cervical, as coroas metálicas fixadas com cimento de ionômero de vidro apresentaram os melhores resultados, seguido pelo cimento de fosfato de zinco e cimento resinoso.

CASSON *et al.* (2001) estudaram o efeito dos cimentos fosfato de zinco (Unodent[®]), ionômero de vidro (AquaCem[®] – Dentsply) e resinoso (Permalute[®] – Ultradent) na resistência à fratura de coroas cerâmicas a base de óxido de alumínio TechCeram[®] (TechCeram). As coroas foram fabricadas manualmente em laboratório a partir de trinta pré-molares preparados e foram divididas em três grupos variando-se os agentes cimentantes. Dez dentes naturais foram utilizados como controle. Os dentes que receberam cimentação adesiva passaram por condicionamento ácido e aplicação de adesivo (PermaQuik Primer[®] - Ultradent), enquanto que a *smear layer* foi deixada intacta nos dentes que receberam cimentação convencional. Durante a cimentação das coroas, utilizou-se pressão digital para uma melhor simulação da situação clínica. Os espécimes foram então submetidos a uma pressão constante com carga de 2 kgf e posteriormente estocados por uma semana (coroas cimentadas com cimento resinoso e fosfato de zinco), ou por um mês (coroas cimentadas com ionômero de vidro). Foi realizado o ensaio de compressão (máquina Lloyd LR10K Fareham, UK), utilizando uma esfera de metal de 3 mm de diâmetro posicionada no centro da fissura méso-distal dos espécimes. A carga foi aplicada a uma velocidade de 1 mm/min até a fratura. Os dados mostraram que os dentes naturais apresentaram modo II de fratura (menos da metade da coroa perdida – 754 N), as coroas cimentadas com fosfato de zinco apresentaram modo IV de fratura (mais da metade da coroa perdida – 1216 N), as coroas cimentadas com ionômero de vidro apresentaram modos IV e V de fratura (fratura severa da coroa e/ou dente – 754 N), e as coroas cimentadas com cimento resinoso apresentaram modo V de fratura (989N). Concluiu-se que a cerâmica a base de óxido de alumínio pode

apresentar valores de resistência comparáveis a de um dente natural; os agentes cimentantes afetaram significativamente a resistência à fratura do material testado, sendo que os cimentos de fosfato de zinco e resinoso apresentaram valores significativamente maiores que o cimento ionômero de vidro; e ainda, as coroas cimentadas com ionômero de vidro apresentaram valores de resistência comparáveis aos dentes naturais (grupo controle).

BORGES *et al.* (2001) relatam uma revisão de literatura com o objetivo de abordar a cerâmica desde a sua introdução como material restaurador na Odontologia até o seu momento atual. A literatura consultada possibilitou um levantamento histórico, bem como informações quanto à composição, propriedades, indicações e aspectos técnicos deste material, associado ou não ao metal. As cerâmicas livres de metal como o sistema In Ceram é composto por 85 % de alumina na sua infraestrutura e apresenta resistência à flexão de 400 MPa. permitindo a confecção de coroas totais anteriores e posteriores, além de prótese fixa de três elementos para a região anterior. Outro sistema é o IPS Empress composto por 30 a 40% em volume de leucita, com resistência flexural entre 160 e 180 MPa. O sistema IPS Empress 2 é composto por uma cerâmica de vidro ceramizado com 60% de carga de di-silicato de lítio, indicadas para a confecção de infraestrutura de coroas totais anteriores e posteriores e prótese fixa de três elementos até a região de pré-molares, com resistência à flexão de 400 MPa.

REGES (2003), desenvolveu um estudo com o propósito de avaliar a resistência à fratura e à fadiga e fratura da cerâmica In Ceram a seco e em água destilada, fixada sobre dentes bovinos com os cimentos resinosos e ionômero de vidro modificado por resina. Sessenta incisivos bovinos foram incluídos em resina acrílica. As porções coronárias receberam preparos para coroa total, apresentando convergência das paredes axiais de 8° graus e término cervical em ombro reto, com 8 mm de diâmetro por 8,5mm de altura. Trinta coroas foram fixadas sobre os preparos com o cimento resinoso e trinta com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Para a fixação das

coroas foi utilizada uma prensa pneumática, com carga estática de 9 kgf por cinco minutos. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37 °C por 24 horas. Para o primeiro grupo (10 corpos-de-prova para cada tipo de cimento) foi realizado o teste de fratura sem a aplicação do teste de fadiga. O segundo grupo foi submetido ao teste de fadiga por 60.000 ciclos, com carga de 70 N, aplicada com força sinusoidal de 2 Hz, seguido pelo teste de fratura em água destilada (10 corpos-de-prova para cada tipo de cimento). O terceiro grupo também foi submetido ao teste de fadiga porém em ambiente seco (10 corpos-de-prova para cada tipo de cimento). O teste de resistência a fratura foi realizado em máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 1,0 mm/min. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, sendo que as coroas In Ceram fixadas com o cimento resinoso quando submetidas ao ensaio de fratura (1527,51 N), foram significativamente superiores ao ensaio de fadiga e fratura em ambiente seco (1110,91 N) e em água destilada (842,54 N). As coroas submetidas ao ensaio de fadiga e fratura em ambiente seco apresentaram valores estatisticamente superiores em relação às submetidas em água destilada. Os mesmos resultados também foram observados para as coroas fixadas com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina. As coroas In Ceram fixadas com o cimento resinoso e ionômero de vidro diminuiu significativamente após o ensaio de fadiga e fratura em ambiente seco e em água destilada quando comparado com a resistência à fratura sem fadiga. Este estudo suportou que as coroas fixadas com o cimento resinoso apresentaram valores de resistência superiores às fixadas com cimento de ionômero de vidro, para os três ensaios.

WEBBER *et al.* (2003) realizaram um estudo com o objetivo de investigar o efeito de diferentes espessuras de porcelana de cobertura na resistência a fratura de coroas Procera All Ceram (Alumina). Restaurações do tipo coroa total foram usadas na pesquisa, por melhor reproduzirem a situação clínica quando comparadas com discos de porcelana. Sessenta modelos metálicos foram confeccionados com termino cervical em chanfro. Sessenta coroas foram confeccionadas com *coping* de 0,6mm de espessura. As coroas

Procera foram divididas em dois grupos de acordo com a espessura da cerâmica de cobertura (Grupo 1 - 0,4 mm e Grupo 2 - 0,9 mm). O Grupo 3 foi formado pelas coroas de In Ceram com 0,9 mm de cerâmica de cobertura, sendo este o grupo controle. Cada grupo consistiu de 20 coroas. As coroas foram fixadas com o cimento resinoso Panavia 21. Após armazenagem em água destilada a 37°C durante 24 horas, as amostras foram submetidas ao teste de resistência a fratura em máquina de teste universal Instron, carregadas no centro da superfície oclusal com uma esfera de aço com 4 mm de diâmetro. Os resultados mostraram que nenhuma diferença significativa foi observada na resistência a fratura entre os 3 grupos de acordo com os seguintes valores: Grupo 1) 2197,6 N (776,4); Grupo 2) 2401,4 N (699,1); e Grupo 3) 2581,0 N (715,6). Os autores concluíram que a espessura axial da porcelana de cobertura não teve efeito significativo na resistência a fratura das coroas Procera All Ceram.

CALDAS (2003), avaliou a resistência à fratura e à fadiga e fratura da cerâmica In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold a seco e em água destilada, fixadas sobre dentes bovinos com os cimentos resinoso e ionômero de vidro modificado por resina. Cento e oitenta incisivos bovinos foram incluídos em resina acrílica. As porções coronárias foram preparadas para receber coroas totais completas, com paredes convergentes em 8° e término cervical em ombro arredondado. Sessenta coroas foram confeccionados com cada uma das cerâmicas In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold. Após aplicação do glaze, trinta coroas foram fixadas sobre os dentes bovinos com cimento resinoso e trinta com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, para cada sistema cerâmico. As coroas foram fixadas com auxílio de prensa pneumática, com carga estática de 9 kgf, por 1 minuto. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37 °C por 24 horas. No primeiro grupo, para cada sistema cerâmico e cimento (resinoso e ionômero de vidro), dez corpos-de-prova foram submetidos ao teste de fratura a uma velocidade de 1,0 mm/min. O segundo grupo foi submetido ao teste de fadiga por 60.000 ciclos, com carga de 75 N, aplicada com força em forma sinusoidal

com 2 Hz, em água destilada seguido pelo teste de fratura (10 corpos-de-prova para cada tipo de cimento e cerâmica) e o terceiro grupo, fadiga em ambiente seco (10 corpos-de-prova para cada tipo de cimento e cerâmica), mais fratura em uma máquina de teste universal. Os resultados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey ($p < 0,05$) e mostraram que a resistência à fratura das coroas In Ceram e IPS Empress 2 fixadas com cimento resinoso e ionômero de vidro foram estatisticamente superiores à do Cergogold ($p < 0,05$). Nenhuma diferença estatística foi observada entre In Ceram e IPS Empress 2; A resistência do In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold fixadas com cimento resinoso e de ionômero de vidro diminuiu significativamente após fadiga em meio seco e úmido em relação a resistência à fratura sem fadiga ($p < 0,05$). Nenhuma diferença estatística foi observada para o cimento de ionômero de vidro ($p > 0,05$); As coroas In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold fixadas com o cimento resinoso apresentaram valores de resistência estatisticamente superiores às fixadas com cimento de ionômero de vidro modificado por resina, para os três tipos de ensaios.

ATTAR *et al.* (2003) compararam resistência à flexão, módulo de elasticidade, radiopacidade e pH de cinco agentes de cimentação. Os agentes cimentantes utilizados foram: fosfato de zinco (Flecks[®] – Keystone), ionômero de vidro convencional (Fugi I[®] – GC Corp), ionômero de vidro modificado por resina (Rely X Vitremer[®] – 3M), dois cimentos resinosos duais, testados com e sem aplicação de luz (Calibra[®] – Dentsply e Rely X adhesive[®] – 3M) e um cimento resinoso autopolimerizante (Crown & Bridge[®] Bisco). A resistência flexural foi medida através de uma máquina universal de teste uniaxial e o módulo de elasticidade foi determinado através do perfil de deformação por carga, gerado durante o teste de resistência à flexão. Tais testes foram realizados após o período de 24 horas e 3 meses. O teste de radiopacidade foi realizado de acordo com a norma ISO 4094. O pH foi medido utilizando um eletrodo de pH, logo após a mistura do cimento, após 1, 5, 15 e 30 minutos e após 1, 2, 4, 6 e 24 horas. Concluiu-se que o cimento fosfato de zinco

apresentou alta radiopacidade e rigidez, mas o seu alto pH inicial, juntamente com o do cimento de ionômero de vidro, pode requerer atenção adicional no que diz respeito à proteção pulpar. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina apresentou menor pH inicial e resistência à flexão similar à do cimento ionômero de vidro convencional. Todos os materiais testados, exceto o cimento resinoso autopolimerizante, apresentaram radiopacidade diferente da dentina, tornando possível a identificação. Os cimentos resinosos combinaram ótima resistência à flexão e rigidez, maior pH e adequada radiopacidade, e ainda, a polimerização por luz destes materiais otimizou sua resistência e rigidez.

Segundo ATTIA & KERN^a (2004), a excelente qualidade estética seria uma das principais vantagens de restaurações de porcelana pura. No entanto, a fratura de tais restaurações continua a ser uma desvantagem. Os sistemas de adesivos para porcelana usando *primers* para porcelana sem o uso de ácido hidrofúorídrico foram introduzidos, mas os autores comentam que estariam faltando dados sobre a eficiência desses sistemas. Os autores investigaram a influência de dois procedimentos adesivos sobre a resistência à fratura de coroas de porcelana de baixa fusão e coroas de porcelanas confeccionadas com tecnologia computadorizada (CAD/CERAM). Quarenta e duas coroas de porcelana foram confeccionadas sobre pré-molares superiores humanos. Sete pré-molares não-preparados foram usados como controles. Os três sistemas de porcelana usados foram: 1 porcelana de baixa fusão (Duceram) e 2 porcelanas sinterizadas (Vita Mark II e ProCAD), usando o sistema Cerec 3 CAD-CAM. As superfícies internas das coroas foram submetidas a duas técnicas diferentes de condicionamento: condicionamento usando ácido hidrofúorídrico a 4,9% seguido da aplicação de silano Mirage ABC ou limpeza usando ácido fosfórico a 65% e aplicação de primer (Porcelain Liner-M). As coroas foram cimentadas usando o agente de cimentação Superbond C&B. Após 24 horas de armazenamento em água, as amostras foram carregadas em máquina de teste universal com carga compressiva aplicada no sentido do longo eixo da amostra a uma velocidade de 1mm/min,

até a ocorrência de fratura. As cargas de fratura (N) foram registradas. A análise de variância e o teste Tukey foram usados para análise estatística dos dados. Os resultados mostraram que a carga média de fratura das amostras controles ($738,3 \pm 195,3$ N) não foi significativamente diferente daquela das coroas CAD-CAM ($667,7 \pm 72,3$ N e $715,9 \pm 105,2$ N). No entanto, a carga de fratura de dentes naturais e das 2 coroas CAD-CAM foi significativamente maior do que a carga de fratura das coroas de porcelana de baixa fusão tratadas com ácido HF e silano ($465,5 \pm 101,1$ N) e, quando limpas, usando ácido fosfórico e uma aplicação de *primer* ($447,5 \pm 63,4$ N), ($P < 0,05$). Não houve diferença significativa na carga média de fratura das porcelanas ao usar os dois procedimentos adesivos diferentes, tratados com ácido HF e silano ou limpas usando ácido fosfórico e aplicação de *primer* ($P > 0,05$). Os resultados indicaram que a aplicação de um *primer* (Porcelain Liner-M), foi um método efetivo para tratar a superfície preparada de coroas de porcelana antes da cimentação.

No mesmo ano, ATTIA & KERN^b (2004), investigaram a influência de diferentes agentes de cimentação e de carga cíclica, na resistência a fratura de coroas CAD-CAM e coroas de porcelana prensadas. Noventa e seis pré-molares foram preparados para coroas de porcelana com os seguintes critérios de preparo: inclinação axial de 6° graus, 1,5 mm para o término cervical em ombro, colocada a 0,5 mm da junção cimento-esmalte (CEJ), redução oclusal de 2 mm e altura cervico-oclusal de 5 mm. Dezesesseis pré-molares que não foram preparados serviram como controles. Quarenta e oito coroas foram confeccionadas, em laboratório, em porcelana de dissilicalato de lítio (IPS Empress 2), enquanto outras 48 coroas CAD-CAM foram diretamente confeccionadas usando porcelana reforçada com leucita (ProCAD) pelo sistema CAD-CAM Cerec 3. Três agentes de cimentação (Panavia F, Superbond C&B e ProTec CEM), foram usados para a cimentação. Após uma semana de armazenagem em água, metade das amostras de cada grupo foram carregadas ciclicamente e submetidas à ciclagem térmica sob condições de umidade para 600.000 ciclos mastigatórios e 3.500 ciclos térmicos (58°C /

4°C). Todas as amostras foram carregadas em máquina de teste universal com a carga compressiva (N), aplicada no longo eixo da coroa com uma velocidade de 1mm/min. até a fratura. Como resultados, afirmaram que a carga cíclica decresceu significativamente a carga de fratura média das coroas ProCAD vedadas usando Superbond, de 987,2 para 786,0 N ($P=0,014$) e aquelas vedadas usando ProTec CEM, de 914,4 para 630,7 N ($P=0,007$). Também, a carga média de fratura das coroas IPS Empress 2, vedadas usando ProTec CEM decresceu significativamente de 977,3 para 622,9 N ($P=0,013$). No entanto, a carga cíclica não reduziu a carga média de fratura das coroas Empress 2 ($P=0,431$) e ProCAD ($P=0,128$) quando vedadas usando Panavia F. Com as mesmas condições de carga e agentes de vedamento, não existiram diferenças significantes entre as cargas de fratura das coroas ProCAD e IPS Empress 2 ($P>0,05$). Concluíram que o uso do agente de adesão dentinária e cimentos resinosos podem melhorar a longevidade das coroas de porcelana. Coroas CAD/CAM cimentadas adesivamente (ProCAD), podem melhorar o desempenho clínico similar àquele das coroas prensáveis (IPS Empress 2), com a vantagem do menor tempo de confecção. A carga cíclica reduziu a carga de fratura das coroas ProCad vedadas com Superbond C&B e ProTec CEM e das coroas IPS Empress 2 vedadas com ProTec CEM.

PALLIS *et al.* (2004) compararam a resistência à fratura e origem de falhas dos sistemas IPS Empress 2[®] (Ivoclar - Vivadent), Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare) e In-Ceram Zircônia[®] (Vita). A partir de um troquel mestre de metal, foram confeccionados sessenta troquéis de resina com alto conteúdo de carga, que foram divididos em três grupos variando os três sistemas cerâmicos. Cinco coroas de cada grupo foram separadas para avaliação da espessura do cimento, infra-estrutura e material de cobertura. As infra-estruturas dos sistemas Procera[®] e In-Ceram[®] apresentaram 0,5 mm de espessura, enquanto que as infra-estruturas de IPS Empress 2[®] apresentaram 0,7 mm de espessura axial e 1 mm de espessura oclusal. A porcelana de cobertura foi aplicada apresentando a mesma espessura para todos os sistemas. Após a fabricação,

as coroas Procera[®] e In-Ceram[®] passaram por jateamento interno com óxido de alumínio e as coroas IPS Empress[®] 2 foram condicionadas com ácido fluorídrico a 9,5%. Todas as coroas foram silanizadas com Clearfil[®] (Morita) e cimentadas com Rely X[®] (3M). O teste de compressão foi realizado em uma máquina universal Instron, sendo a carga aplicada no centro de cada coroa com uma esfera de metal de 6,35 mm de diâmetro, até a fratura dos espécimes. Os resultados mostraram que as coroas In-Ceram[®] Zircônia apresentaram a maior resistência à fratura (998 – 1183 N), apesar de não ser significativamente maior que os outros materiais testados, e menor variação no modo de falha (80% de falha na divisão da infra-estrutura/cimento, 13,3% na divisão da cobertura/infra-estrutura e 6% na cúspide). A origem de falha mais comum encontrada para o sistema Procera[®] aconteceu entre infra-estrutura e agente cimentante e para o sistema IPS Empress 2[®] aconteceu entre infra-estrutura e cobertura de porcelana. Houve uma grande variação entre a espessura de cimento em diferentes locais para IPS Empress 2[®]. A medida de espessura de cimento para Procera[®] e In-Ceram[®] foi igual ou menor que para IPS Empress 2[®].

POTIKET *et al.* (2004) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar e comparar a resistência à fratura de coroas fabricadas com diferentes tipos de materiais. Foram confeccionadas coroas com *copings* de óxido de alumínio com 0,4 e 0,6 mm de espessura, *copings* de zircônia com 0,6 mm de espessura e coroas metalo-cerâmicas. Quarenta incisivos centrais superiores humanos não cariados, foram divididos em 4 grupos (N = 10): Grupo CMC- coroas metalo-cerâmica (controle) (JRVT High Noble Alloy), Grupo AC4- coroas com *coping* de 0,4 mm de óxido de alumínio (Procera AllCeram), Grupo AC6- coroas com *coping* de 0,6 mm de óxido de alumínio (Procera AllCeram) e Grupo ZC6- coroas com *coping* de 0,6 mm de zircônia (Procera AllZirkon). Foram feitos preparos de coroa total com termino em ombro, com 1,0 mm de profundidade e ângulos internos arredondados. Todas as

restaurações foram tratadas com o agente de união (Clearfil SE Bond) e cimentadas com cimento adesivo (Panavia 21). Após a cimentação as coroas foram armazenadas em solução salina normal durante 7 dias. O ensaio de resistência a fratura foi realizado em máquina de ensaio universal, com um ângulo de 30° graus em relação ao longo eixo do dente. O modo de fratura foi analisado visualmente. As médias foram calculadas e analisadas com ANOVA e Tukey HSD ($\alpha = 0.05$). As médias de resistência à fratura foram: Grupo CMC, 405 ± 130 N; Grupo AC4, 447 ± 123 N, Grupo AC6, 476 ± 174 N e Grupo ZC6, 381 ± 166 N. Não houve diferença significativa entre os grupos ($P = .501$). O modo de falha para todas as amostras foi à fratura do dente natural. Os autores concluíram que não houve diferença estatística significativa na resistência à fratura entre os grupos avaliados.

SNYDER & HOGG (2005), investigaram a diferença entre a resistência à fratura de vários sistemas totalmente cerâmicos. Cinquenta coroas totalmente cerâmicas foram fabricadas e divididas em cinco grupos: Grupo A – IPS Eris[®] (Ivoclar-Vivadent); Grupo B – In Ceram[®] Alumina (Vita); Grupo C – In Ceram Zircônia[®] (Vita); Grupo D – Procera[®] AllCeram Alumina (Nobel Biocare); Grupo E – Procera[®] AllZircon[®] (Nobel). Todas as coroas foram cimentadas em troquéis de titânio usinados com dimensões aproximadas às de um molar. O cimento resinoso G. C. Link Max[®] (G. C. América Inc. Alsip, IL) foi utilizado para a fixação das coroas. Os equipamentos CAD-CAM e Cerec foram utilizados para o escaneamento dos troquéis de titânio destinados à fabricação de infra-estruturas Procera[®] e In-Ceram[®], respectivamente. As infra-estruturas do sistema IPS-Eris[®] foram fabricadas manualmente em laboratório, de acordo com recomendações do fabricante. Para fins de padronização, a aplicação da porcelana de cobertura foi realizada em todas as coroas com a ajuda de um espessímetro. A desadaptação das infra-estruturas foi checada com um aumento de 2,5 vezes. Posteriormente à cimentação, uma pressão constante foi aplicada na superfície oclusal das coroas a uma carga de 5 Kgf por 10 minutos. Todos os espécimes foram armazenados em um ambiente úmido por

uma semana, antes de serem submetidos aos ensaios mecânicos de compressão. O ensaio foi constituído de montagem dos espécimes em uma máquina de testes universal Instron. A aplicação da carga foi realizada na superfície oclusal das coroas com velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. Os resultados mostraram que o Grupo E (coroas Procera[®] Zircônia) mostraram-se significativamente mais resistentes que os outros grupos testados.

ROSENTRITT *et al.* (2006) em estudo *in vitro*, testaram a influência de diversos parâmetros de simulação de tensão sobre a resistência à fratura de próteses parciais fixas de três elementos em porcelana (FPDs). FPDs de porcelana feitas de IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, FL) foram expostas a ciclagem térmica e carga mecânica (TCML), com parâmetros de carga variáveis, tais como força de mastigação (quantidade, frequência), movimento mandibular lateral, material do pilar, periodonto artificial ou prótese antagonista. Para investigar a influência do material do pilar, dentes humanos, pilares de polímero e pilares de liga foram usados. Dois dispositivos TCML diferentes com carga pneumática ou de peso foram comparados. FPDs sem envelhecimento foram usadas como controles. Os resultados mostraram que as cargas térmicas e mecânicas combinadas reduziam significativamente a resistência à fratura da FPD, de 1832 N para 410 N. A duplicação da frequência de mastigação, fase de aumento de carga ou movimento lateral adicional não afetavam os resultados. Aumentando a força de mastigação, periodonto artificial e o antagonista ou pilar reduziu-se a resistência à fratura das FPDs testadas. Dispositivos diferentes com carga de peso ou pneumáticos não tiveram influência significativa sobre a capacidade de carga das FPDs. O envelhecimento artificial deveria ser feito combinando a ciclagem térmica com a carga mecânica. A simulação do periodonto artificial, antagonistas humanos e pilares deveriam ser incluídos para atingir um envelhecimento significativo.

BINDL^a *et al.* (2006), avaliaram a resistência e o padrão de fratura de coroas CAD/CAM hipotetizando que coroas de dissilicato de lítio cimentadas com fosfato de zinco poderiam apresentar a mesma resistência à fratura de

coroas cimentadas adesivamente. Trinta coroas com espessura uniforme de 1,5 mm foram confeccionados para cada tipo de bloco de porcelana (1) dissilicato de lítio, (2) leucita e (3) porcelana feldspática usando CEREC 3 CAD/CAM. Quinze coroas de cada porcelana (1), (2) e (3) foram (A) cimentadas com fosfato de zinco, (B) cimentado adesivamente com cimento resinoso e carregadas até a ocorrência de fratura. Como resultados, encontraram que rachaduras radiais originadas precocemente nas interfaces de cimentação e rachaduras cônicas foram observadas finalmente nos sítios de carga. Valores médios de carga (DV) das coroas-A no início / final da fratura foram: (1) 807 (91)N / 2082 (192)N; (2) 915 (193)N / 1130 (166)N; (3) 985 (199)N / 1270 (301)N. Foram todos significativamente inferiores ($P<0,001$) quando comparados a suas análogas das coroas-B: (1) 1456 (205)N / 2389 (84)N; (2) 1684 (395)N / 2469 (171)N; (3) 1548 (304)N / (2392 975)N, rejeitando a hipótese dos autores. As coroas A-1 tiveram carga de fratura significativamente maior ($P<0,001$) do que as coroas A-2 e A-3. Os dados sobre a carga de fratura da coroa A-1, mesmo sendo significativamente inferiores ($P<0,001$), aproximaram-se dos valores de B-1. A cimentação adesiva equilibrou a resistência de porcelanas frágeis com a da porcelana mais resistente e foi recomendada para coroas com leucita e porcelana feldspática. Os autores concluíram que cimentação com fosfato de zinco pareceu viável para as coroas de dissilicato de lítio.

No mesmo ano BINDL^b *et al.*, desenvolveram um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar a resistência e o padrão de fratura de *copings* cerâmicos com 0,4 mm de espessura. A hipótese do estudo foi que a resistência a fratura dos *copings* de zircônia Y-TZP não varia em função da técnica de cimentação utilizada, podendo ser empregada a técnica adesiva ou convencional, devido a elevada resistência da zircônia Y-TZP. Dois grupos de 15 *copings* foram confeccionados para cada cerâmica a ser testada usando o sistema CEREC in lab CAD/CAM: (I) cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (VP297 / Ivoclar), (II) cerâmica infiltrada como controle (In Ceram Zirconia / Vita) e (III) zircônia Y-TZP (In Ceram YZ cubes / Vita). No total foram confeccionados 30 *copings*

para cada cerâmica, os quais foram sub-divididos em dois grupos (n=15) de acordo com o agente de cimentação utilizado: (a) cimento de fosfato de zinco (De Trey Zinc; De Trey Dentsply, Konstanz, Germany), (b) cimento resinoso (Panavia 21 TC, Kuraray, Tokyo, Japan). Após a cimentação, os *copings* foram submetidos ao teste de carga em uma máquina de teste universal até sua fratura. Os valores de resistência a fratura foram analisados através de ANOVA e Scheffé' tests. O padrão de fratura foi avaliado em secções transversais de três amostras de cada grupo, no início da fratura. As médias dos valores de resistência a fratura (N) e desvio padrão (\pm) dos *copings* cimentados com (a) no início/fim da fratura [(I) 804 \pm 195/862 \pm 162, (II) 923 \pm 180/ 975 \pm 147, (III) 697 \pm 110/1607 \pm 145], foram significativamente menores ($P < 0,01$) quando comparadas com os *copings* cimentados com (b) [(I) 1183 \pm 318/1919 \pm 326, (II) 1621 \pm 165/1820 \pm 211, (III) 731 \pm 115/1973 \pm 287] exceto para aIII e bIII no início da fratura. A média de resistência a fratura dos *copings* cimentados com fosfato de zinco foi menor que a média dos *copings* cimentados com cimento resinoso, exceto para os grupos Y-TZP no início da fratura. Desta forma a hipótese do estudo foi confirmada para o início da fratura ($P > 0,05$), mas foi rejeitada para o fim da fratura ($P < 0,01$). Os valores de resistência no fim da fratura de aIII, mesmo que significativamente menor, aproximou-se de bIII em 18%. A zircônia Y-TZP foi significativamente ($P < 0,001$) mais resistente em 86/74% do que ai/aII durante o fim da fratura. Baseado nos resultados, os autores concluíram que os *copings* de zircônia Y-TZP apresentam resistência adequada para suportar coroas totalmente cerâmicas, sendo que a cimentação convencional pode ser indicada com segurança.

CORREIA *et al.* (2006) fizeram uma revisão da tecnologia CAD-CAM. Segundo os autores, os materiais utilizados para a fresagem da estrutura protética são blocos pré-fabricados dos seguintes materiais: cerâmica de vidro reforçada com leucita, alumina reforçada com vidro, alumina densamente sinterizada, Y-TZP Zircônia (*Yttrium-tetragonal zirconia polycrystal*) com sinterização (parcial ou total), titânio, ligas preciosas, ligas não-preciosas e acrílicos de resistência reforçada. Uma das grandes vantagens da utilização

desses sistemas é a possibilidade de trabalhar com materiais muito resistentes, como a zircônia, que, quanto à fabricação manual, é bastante limitada. Atualmente, a zircônia é a cerâmica mais resistente disponível para utilização em Odontologia, razão pela qual foi destacada neste trabalho. Esse material tem o potencial de permitir a construção de pontes em setores de altas tensões, por exemplo em zonas mais posteriores da boca, pois revela uma resistência à fratura muito alta. Em estudos *in vitro*, foi observada uma resistência à flexão de 900 MPa – 1.200 MPa em barras de Y-TZP; 1.800–2.000 N em próteses parciais fixas com diferentes conectores (cargas estáticas); e 1.457 N numa simulação de uma carga clínica cíclica de cinco anos sobre uma prótese parcial fixa de três elementos. Apesar de ainda não existirem estudos de longa duração, há trabalhos com um, dois e três anos de duração em que ainda não foi encontrada uma única falha das infraestruturas. Essa alta resistência da zircônia deriva da sua formulação, conhecida como Y-TZP Zircônia. A zircônia (ZrO_2) é uma forma oxidada do metal zircônio, tal como a alumina é referente ao metal alumínio. O óxido de ítrio é um agente que é adicionado à zircônia pura de modo a conferir estabilidade à temperatura ambiente e produzir um material multifásico conhecido como zircônia parcialmente estabilizado pelo ítrio (Y-TZP). Este material tem uma propriedade conhecida como “*transformation toughening*”: sob tensão, o material sofre alteração dimensional, com aumento volumétrico de 3 a 4%, gerando tensões de compressão que inibem a propagação das linhas de fratura tão freqüentes nas cerâmicas. Por essa razão, a zircônia é conhecida como “Cerâmica Inteligente”. Referente à biocompatibilidade e estética, a zircônia apresenta uma maior valia, comparativamente às restaurações metalocerâmicas. Para a utilização nas máquinas de fresagem dos sistemas CAD/CAM, a zircônia apresenta-se em duas formas: 1) Zircônia totalmente sinterizada (dura) - implica um tempo de trabalho demorado (2 a 4 horas para uma unidade) e um desgaste grande com brocas. O desgaste dessa zircônia com brocas diamantadas pode danificar o material, comprometendo a sua resistência e viabilidade, razão pela qual o autor aconselha a utilização mais favorável da zircônia parcialmente sinterizada, 2) Zircônia parcialmente sinterizada (zircônia

mole) - permite um processamento mais fácil e mais rápido. Todavia, devido à sua condição de parcialmente sinterizada, necessita de 6 a 8 horas em um forno especial de cerâmica para completar a sinterização. Devido a esse processo, verifica-se uma alteração dimensional que tem de ser compensada durante o desenho virtual inicial da estrutura.

SOUZA (2006), realizou um estudo com o objetivo de avaliar a resistência de união entre dois cimentos resinosos e uma cerâmica à base de dióxido de zircônio após diferentes tratamentos superficiais da cerâmica. Trinta e seis amostras semi-circulares em cerâmica e compósito foram polidas até a granulação 600µm. Antes da cimentação as amostras de cerâmica (n=3) foram tratadas com duas soluções básicas: hidróxido de sódio (Na) ou hidróxido de tetrabutylamônio (Ta); e um primer para metal (Ap), e o primer foi associado ou não às soluções. Amostras sem tratamento foram utilizadas como controle. A cimentação foi realizada empregando-se dois cimentos contendo monômeros fosfato – RelyX Unicem (RU) e Panavia 21 (Pa) – sob aplicação de carga de 600g. Depois de 24 horas, as amostras foram seccionadas em dois eixos a fim de se obter 40 palitos por amostra aproximadamente, com uma interface adesiva de cerca de 0,8 mm², que foram armazenados em água destilada, a 37°C, e testadas em dois tempos: após 72 horas (TI) ou após 60 dias sendo submetidas a termociclagem (5-55°C/5000 ciclos) (TF). O teste de resistência de união foi realizado à velocidade de 1 mm/min em máquina universal de ensaios. Os valores em Megapascal foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) e ao Teste de Variação Múltipla de Tukey (p>0,05). Através dos resultados obtidos, foi possível concluir que o maior valor de resistência de união no tempo inicial foi apresentado pela associação primer para metal e RelyX Unicem, mantendo médias com valores semelhantes após o envelhecimento. Para o cimento Panavia, não houve diferença estatística entre todos os tipos de tratamento no tempo inicial. Após o envelhecimento, a associação de primer para metal e solução básica resultou nos maiores valores de resistência de união para o cimento Panavia.

STEYERN *et al.* (2006) realizaram um estudo com o objetivo de investigar a resistência a fratura de coroas de zircônia e comparar os resultados com coroas fabricadas com alumina, que é um material com performance clínica conhecida. Foram confeccionadas 30 coroas de cada material, e fixadas com cimento de fosfato de zinco utilizando uma carga oclusal de 15 N por 5 minutos. Cada grupo foi dividido em três sub-grupos que receberam diferentes tratamentos: (i) apenas armazenamento em água, (ii) ciclagem mecânica (10.000 ciclos, 30-300 N, 1Hz), (iii) ciclagem termomecânica (5 - 55°, 5000 ciclos) mais (10.000 ciclos, 30-300 N, 1Hz). Em seguida as 60 coroas foram submetidas ao teste de carga até ocorrer sua fratura. Houve dois tipos de fratura: fratura total (coping e cerâmica de cobertura) e parcial (cerâmica de cobertura). As médias de resistência a fratura em (N) foram: grupo 1, alumina 905/ zircônia 975 (P= 0.38); grupo 2, alumina 904/ zircônia 1108 (P < 0,007) e o grupo 3, alumina 917/ zircônia 910 (P >0,05). Fratura total foi mais freqüente no grupo da alumina (P< 0,01). Os autores concluíram que não houve diferença estatística significativa na resistência a fratura de coroas de alumina e zircônia para as condições de tratamento i e iii. Entretanto houve diferença significativa (P=0,01) entre o modo de fratura, sugerindo que a coroa de zircônia é mais resistente que a de alumina. As coroas de zircônia apresentaram média de resistência a fratura significativamente maior (P < 0,007) que as coroas de alumina para a condição de tratamento ii.

KOHORST *et al.* (2007) desenvolveram um estudo *in vitro* com o objetivo de comparar a resistência à fratura de próteses parciais fixas (PPF) de quatro elementos, produzidas com dois tipos de zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP), uma parcialmente sinterizada (Cercon base; DeguDent, Hanau, Germany) e outra totalmente sinterizada (Digizon; Girschbach, Pforzheim, Germany). Um total de 20 infraestruturas foram fresadas para cada tipo de material. Antes da aplicação da cerâmica de cobertura, 10 infraestruturas de cada material foram danificadas simulando

cortes acidentais feitos pelo técnico durante o acabamento da cerâmica. As PPF foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro (KetacCem; 3M Espe) e submetidas a ciclagem termomecânica. A análise estatística mostrou que as PPFs fabricadas por zircônia totalmente sinterizada apresentaram média de resistência a fratura significativamente maior que aquelas fabricadas com o material parcialmente sinterizado, enquanto que o dano preliminar provocado não teve efeito significativo. Após o envelhecimento, as PPFs confeccionadas pelos dois tipos de zircônia foram capazes de suportar forças oclusais relatadas pela literatura. Os autores concluíram que os dois tipos de zircônia Y-TZP são adequadas para confecção de PPFs de quatro elementos em região posterior, porém há necessidade do desenvolvimento de estudos de envelhecimento prolongado bem como estudos clínicos prospectivos para comprovar sua eficiência clínica.

SILVA (2007), realizou um estudo com o objetivo de analisar comparativamente a adaptação marginal antes e após a cimentação de *copings* metálicos e de alumina, no sistema In-Ceram, utilizando dois tipos de cimento. Sessenta incisivos bovinos receberam preparos para coroa total, utilizando pontas diamantadas tronco cônica nº 4103 com paredes axiais com expulsividade de 8° e término cervical em ombro. Trinta coroas foram confeccionadas para cada tipo de *coping*. Os *copings* foram adaptados sobre os preparos com carga estática de 9 Kgf por 1 minuto e a discrepância marginal foi medida com microscópio de mensuração (STM). Em seguida, os *copings* foram removidos e 15 amostras de cada tipo de *coping* foram cimentados sobre os dentes com cimento de fosfato de zinco (SS White, Petrópolis, RJ. Brasil) e 15 com cimento resinoso (Rely X ARC 3M/ESPE Divisão Dental – Brasil), aplicou-se uma carga estática de 9 Kgf por 7 minutos e novamente a discrepância marginal foi medida. Os resultados foram submetidos à Análise de Variância e ao Teste de Tukey (5%) e indicaram que os dois tipos de *copings* apresentaram desajuste cervical após a cimentação estatisticamente superior ao desajuste cervical antes da cimentação, para os

dois cimentos. O sistema In-Ceram apresentou valores de desajuste cervical estatisticamente superior quando cimentados com cimento resinoso. Nenhuma diferença estatística foi observada entre os dois tipos de *copings* quando cimentados com cimento de fosfato de zinco.

MENDES (2007), avaliou a resistência à fratura da Porcelana pura e da cerâmica de cobertura sobre casquete de três sistemas cerâmicos (metalocerâmica, In Ceram e IPS Empress 2) após ciclagem mecânica. As coroas foram fixadas nos preparos feitos em dentes bovinos, com cimento de ionômero de vidro modificado por resina ou cimento resinoso, seguindo as recomendações dos fabricantes. Os preparos foram realizados em torno mecânico com término marginal em forma de ombro arredondado com 0,8 mm de largura e paredes convergentes em 8° graus. Quinze casquetes foram confeccionados para cada um dos sistemas cerâmicos, exceto para a cerâmica pura, nos quais a aplicação da cerâmica de estratificação foi feita com auxílio de um dispositivo para padronizar a anatomia oclusal do dente. A cimentação foi realizada com carga estática de 4 kgf, por 1 minuto. Para simular o contato oclusal entre coroa e ponta da haste do dispositivo de carga, foram confeccionadas pontas-ativas metálicas com anatomia oclusal. Os corpos-de-prova foram submetidos a 60.000 ciclos, com carga de 35N e 2Hz, imersos em água destilada. O teste de resistência à fratura foi efetuado numa máquina Instron. Os resultados mostraram diferenças significativas entre os diferentes sistemas cerâmicos, em nível de 95% de probabilidade. O teste de Tukey (5%) mostrou que os valores de resistência à fratura após fadiga mecânica foram com diferença estatisticamente significativa quando o sistema IPS Empress 2 foi comparado com o In Ceram. Os valores entre Porcelana pura e In Ceram foram sem diferença estatística, sendo que a Metalocerâmica não diferiu estatisticamente dos demais sistemas.

De acordo com GOMES *et al.* (2008), a cerâmica à base de zircônia tetragonal policristalina estabilizada com ítrio (Y-TZP) foi empregada inicialmente na área médica pelos ortopedistas com relevante sucesso devido as excelentes propriedades mecânicas do material e biocompatibilidade. Atualmente, tornou-se uma opção viável para a confecção de infraestruturas para restaurações totalmente cerâmicas e prótese parcial fixa (PPF), sendo que os sistemas Cercon (DeguDent) e Lava All-Ceramic System (3M/ESPE) utilizam esse tipo de cerâmica, no qual as restaurações são confeccionadas pelo procedimento de fresagem. O óxido de ítrio é adicionado na zircônia pura com o objetivo de estabilizar a fase cúbica ou tetragonal na temperatura ambiente, gerando um material polifásico conhecido como zircônia estabilizada. A estabilização na fase tetragonal é responsável pela alta tenacidade à fratura da Y-TZP. A zircônia Y-TZP não possui fases vítreas devido à microestrutura policristalina, o que evita o fenômeno de sua degradação ou desestabilização pela saliva e conseqüente aumento da propagação de trincas. Apresenta resistência à flexão maior em relação aos demais sistemas cerâmicos, variando de 900 a 1200 MPa, e resistência à fratura em torno de 9-10 MPa/m^{1/2}. Devido a estas características mecânicas, os conectores podem apresentar menor área comparada com os demais materiais para infraestrutura cerâmica, podendo variar de 7 a 16 mm². Com o sistema Cercon (DeguDent) há a possibilidade de confeccionar coroas anteriores e posteriores e PPF de 3 a 8 elementos, sendo que em um período de avaliação de 5 anos observou-se 100% de sucesso clínico e em 1 ano foi observado 100% de sucesso para PPF posterior de 3 e 4 elementos. Já o sistema Lava utiliza a tecnologia CAD/CAM para a confecção de coroas unitárias anteriores e posteriores e PPF de 3 a 4 elementos e, segundo o fabricante, em 3 anos de estudo nenhuma fratura ocorreu em 150 PPF.

CAVALCANTI (2008), cita que as cerâmicas de zircônia tetragonal policristalina contendo ítrio (Y-TZP) apresentam propriedades mecânicas superiores as das demais cerâmicas odontológicas. No entanto, a técnica de cimentação mais adequada a estes materiais ainda não foi determinada. Desta

forma a autora desenvolveu um trabalho com os seguintes objetivos: 1) Revisar a literatura a respeito de cerâmicas Y-TZP e seu uso em odontologia; 2) Avaliar o efeito de diferentes intensidades de energia do laser de Er:YAG e do jateamento com partículas de Al_2O_3 na rugosidade superficial e nas características morfológicas de cerâmicas Y-TZP e 3) Investigar a influência de diferentes tratamentos de superfície e *primers* para metal na resistência de união de dois cimentos resinosos a cerâmica Y-TZP. A análise da rugosidade superficial e das características morfológicas foi realizada em duas cerâmicas Y-TZP: Cercon Smart Ceramics e Procera Zirconia. Trinta placas de cada cerâmica foram separadas em cinco grupos experimentais de acordo com o tratamento de superfície recebido [nenhum tratamento (Controle), jateamento com partículas de Al_2O_3 ou irradiação com laser de Er:YAG em diferentes intensidades de energia (200 mJ, 400 mJ ou 600 mJ)]. Após o respectivo tratamento superficial, as placas foram cobertas com ouro e a rugosidade superficial média (R_a , mm) foi mensurada em microscopia confocal. Características morfológicas das superfícies foram observadas em microscopia óptica e eletrônica de varredura. Os resultados demonstraram que a irradiação com laser nas intensidades de 400 mJ e 600 mJ promoveu aumento acentuado da rugosidade superficial, além da formação de fendas, perda de massa e alteração de cor. A irradiação com 200 mJ de intensidade e o jateamento com partículas de Al_2O_3 resultaram em alterações superficiais menos agressivas que as altas intensidades do laser. Para a análise da resistência de união, 240 placas de cerâmica (Cercon Smart Ceramics) e 240 fragmentos de dentina com extremidade recortada em formato cilíndrico (0,8 mm de diâmetro) foram distribuídos em 24 grupos ($n=10$) de acordo com a combinação entre tratamento de superfície (nenhum, jateamento com partículas de Al_2O_3 ou irradiação com laser de Er:YAG utilizando 200 mJ como intensidade de energia), *primer* para metal (nenhum, Alloy Primer, Metal Primer II ou Metaltite) e cimento resinoso (Panavia F2.0 ou Calibra). Fragmentos de dentina foram cimentados nas placas de cerâmica, os corpos-de-prova foram fixados ao aparato de microcisalhamento e o ensaio foi realizado com velocidade de 1mm/min até a fratura. O jateamento com partículas de Al_2O_3 resultou em

maior resistência de união para ambos os cimentos resinosos. Comparado ao Panavia F2.0, o cimento Calibra apresentou maior resistência de união nos grupos jateados e irradiados. Os dois cimentos demonstraram comportamento semelhante nos grupos sem tratamento de superfície. Os três *primers* para metal apresentaram resultados semelhantes entre si, independentemente do tratamento da superfície e do cimento resinoso, e a resistência de união da interface cerâmica-dente aumentou com a sua utilização. Pode-se concluir que, apesar da irradiação com 200 mJ de intensidade promover alterações superficiais na cerâmica Y-TZP, apenas associação do jateamento com partículas de Al_2O_3 com a aplicação de *primers* para metal constitui numa técnica efetiva para união de cimentos resinosos a estas cerâmicas.

BEUER *et al.* (2008) avaliaram em estudo *in vitro* o efeito dos tipos de terminos dos preparos na resistência à fratura de coroas unitárias de zircônia. Para este fim, foram preparados modelos mestres de liga de CrCo com cinco diferentes tipos de término: término em zero, chanfro, chanfro profundo, ombro e ombro biselado. Dez copings de zircônia, do sistema CAD/CAM (Everest KaVo, Biberach, Germany), com espessura de 0,4 mm foram fabricados para cada tipo de preparo de término. Os corpos de prova foram fixados com cimento de ionômero de vidro (Ketac Cem, 3M ESPE, Seefeld, Germany), com aplicação de carga vertical de 50 N durante 10 minutos. Após a cimentação todas as restaurações foram armazenadas em água destilada, a uma temperatura de 37 °C, por um período de 48 horas e posteriormente submetidos ao ensaio de resistência a fratura com carregamento oclusal em uma máquina de teste universal (Tipo 1445, Zwick, Ulm, Germany). Os autores observaram que houve diferença significativa entre os grupos avaliados (ANOVA, $p < 0,01$). O preparo com término em ombro apresentou média de 2286 N, término em zero 2041 N, chanfro profundo 1752N, ombro biselado 1722 N, e chanfro 1624 N. Com base nos resultados deste estudo, o término em ombro é altamente recomendável, sempre que possível. Além disso, para dentes tratados endodonticamente, que são

estruturalmente comprometidos ou que possuem áreas limitadas anatomicamente, o preparo em chanfro é uma ótima recomendação.

REICH *et al.* (2008) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de investigar a resistência à fratura de *copings* de zircônia, em relação aos preparos com término em zero e chanfro, variando a espessura do *coping* em 0,5 mm e 0,3 mm. Para a confecção dos *copings* de zircônia Y-TZP (Lava 3M ESPE) foram utilizados modelos mestre de metal simulando o preparo de um incisivo central superior, variando o tipo de término cervical. Quarenta *copings*, com duas espessuras (0,5 e 0,3 mm), e dois tipos de preparo de término (término em 0 e chanfro, n = 10) foram cimentados com cimento de ionômero de vidro convencional (Ketac Cem; 3M ESPE), utilizando carga estática de 10 N por 10 minutos. Após a cimentação os corpos de prova foram armazenados em água destilada a 37 °C por 24 horas. O ensaio de resistência a fratura foi realizado em máquina de ensaio universal (Zwick Z2.5; Zwick, Ulm, Germany) com aplicação de carga vertical. O exame fractográfico foi realizado através de microscopia eletrônica de varredura e microscopia confocal de varredura a laser. Os resultados mostraram que a média de resistência a fratura foi significativamente maior quando utilizado término em zero (0,5 mm, 1.110 ± 175 N, 0,3 mm, 730 ± 160 N) enquanto que o preparo em chanfro apresentou médias de (0,5 mm, 697 ± 126 N, 0,3 mm, 455 ± 79 N) com (P <0,001). Em relação à espessura do *coping* a média para os *copings* com 0,5 mm foi significativamente maior do que a espessura de 0,3 mm (P <0,001). Os autores concluíram que a resistência a fratura das coroas com término em zero foi 38% maior do que em chanfro, independentemente da espessura. A redução da espessura de uma única coroa de 0,5 mm para 0,3 mm resultou em uma redução de 35% da resistência a fratura para qualquer tipo de término cervical.

BEUER *et al.* (2009) desenvolveram um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar e comparar a resistência a fratura de *copings* de zircônia com cerâmica de cobertura de alta resistência produzida por sistema CAD/CAM, e coroas com *copings* de zircônia que receberam a cerâmica de

cobertura pela técnica prensada e estratificada. Um preparo para coroa total foi realizado em um segundo molar superior com término cervical em chanfro de 1,2 mm de profundidade. O preparo foi reproduzido gerando 15 troquéis em cobalto-cromo. Foi produzida uma amostra de 45 *copings* de zircônia e dividida em três grupos. No primeiro grupo (VT) os *copings* de zircônia receberam a cerâmica de cobertura pela técnica de estratificação, no segundo grupo (PT) a cerâmica de cobertura foi prensada sobre os *copings* de zircônia, e o terceiro grupo (ST) recebeu a cerâmica de cobertura que foi produzida pelo sistema CAD/CAM (Everest, KaVo) e sinterizada sobre o *coping* de zircônia. Todas as coroas foram cimentadas convencionalmente sobre os troquéis com cimento de ionômero de vidro (KetacCem Aplicap, 3M ESPE). Após a cimentação foram submetidas ao teste de fratura por uma máquina de teste universal até sua fratura. Os valores de resistência a fratura foram comparados através de ANOVA e teste post-hoc ($\alpha < 0.05$). De acordo com os resultados os corpos de prova do grupo VT mostraram médias (desvio padrão) de resistência a fratura de 3700,39 (1238,72), o grupo PT 3523.73 (1181.11) N e o grupo ST 6262.67 (2257.42) N. A média de resistência a fratura do ST foi estatisticamente maior que os grupos VT e PT ($P < 0.001$). Os autores concluíram que a resistência a fratura das restaurações que receberam a cerâmica de cobertura confeccionada pelo sistema CAD/CAM (ST) foi superior aos grupos que receberam a cerâmica de cobertura pela técnica de estratificação e pela técnica de cerâmica prensada. Baseado nestes resultados os autores sugerem que a técnica de cerâmica de cobertura produzida pelo sistema CAD/CAM podem ser indicadas para a confecção de coroas e próteses parciais fixas, obtendo um menor risco de trincas.

HJERPPE *et al.* (2009) avaliaram o efeito do tempo de sinterização sobre as propriedades mecânicas da zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP) utilizada pelo sistema Zirkonzahn® (Itália). Cinquenta e seis discos de zircônia foram divididos em dois grupos. Os discos do primeiro grupo foram sinterizados a uma temperatura de 20–1500 °C com tempo de subida de 3h e mantidos a 1500 °C por 2 h. Os discos do segundo

grupo foram sinterizados em temperatura de 20–1500 °C com tempo de subida de 1h e 40 min e mantidos em 1500 °C por 1h. Metade dos discos ($n = 15$) de ambos os grupos sofreram ciclagem térmica em água destilada (20.000 ciclos / 5–55 °C). A resistência flexural biaxial dos discos (diâmetro 19.0 mm, espessura 1.6 mm) foi medida a seco e temperatura ambiente. A microdureza de superfície também foi medida. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0.05$) entre os grupos em relação ao tempo de sinterização ou ciclagem térmica. A resistência flexural biaxial dos grupos variou de 995 MPa a 1127 MPa. A microdureza variou de 1478 a 1532. Os autores concluíram que a variação no tempo de sinterização de 1h e 40min para 3h não influenciou nas propriedades da zircônia Y-TZP utilizada pelo sistema Zirkonzahn®.

3. PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo investigar a resistência à fratura de coroas totais confeccionadas em zircônia Y-TZP, em função de diferentes agentes de cimentação.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1) Dentes utilizados

Para esta pesquisa foram utilizados 60 incisivos bovinos hígidos (Figura 1), selecionados de acordo com os seguintes critérios de inclusão: ausência de fraturas de esmalte ou dentina, amplitude da câmara pulpar, dimensões e morfologia da coroa que permitissem o preparo totalmente em dentina. Desta forma, conseguiu-se grande uniformidade dos elementos dentais preparados. Todos os dentes foram inicialmente limpos com o uso de um bisturi e escova tipo Robinson utilizando pasta de pedra pomes (SS White) e água, sendo posteriormente armazenados em solução fisiológica de cloreto de sódio a 0,9% a uma temperatura de 5 °C, até o momento da utilização, não ultrapassando duas semanas de armazenagem. A armazenagem dos dentes em solução fisiológica teve como objetivo manter os dentes hidratados em ambiente *in vitro*.

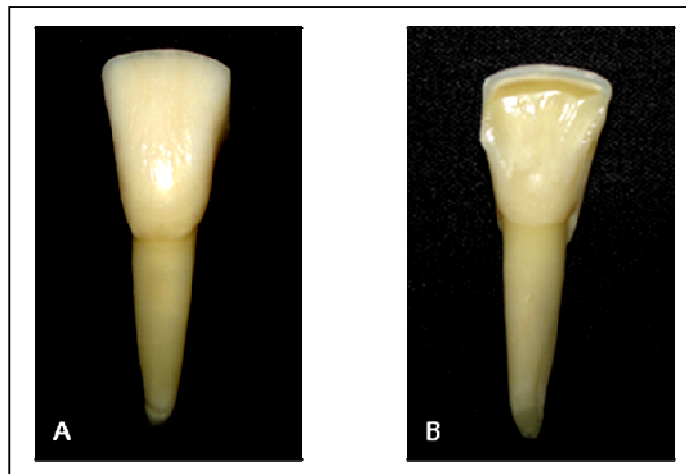


Figura 1 - Dente bovino: A) Face vestibular e B) Face lingual.

4.2) Fixação dos dentes em resina acrílica ativada quimicamente

Inicialmente, foram realizadas retenções mecânicas nas raízes dos dentes, com disco de carboneto de silício (Dentorium Export Ltd - USA), montado em mandril e peça de mão para baixa rotação, com objetivo de evitar a soltura dos mesmos (Figura 2). Posteriormente, foram realizados desgastes da borda incisal e faces mesial e distal em recortador de gesso sob refrigeração à água, a fim de facilitar o posicionamento dos dentes no momento da inclusão (Figura 3).

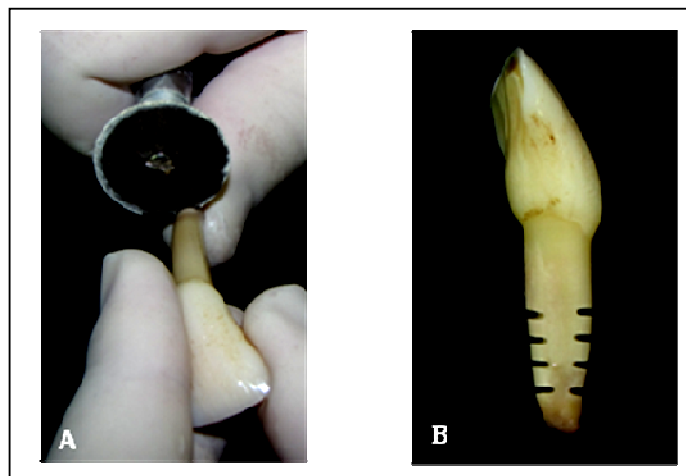


Figura 2 – Retenções mecânicas: A) Disco de carboneto de silício e B) Retenções concluídas.

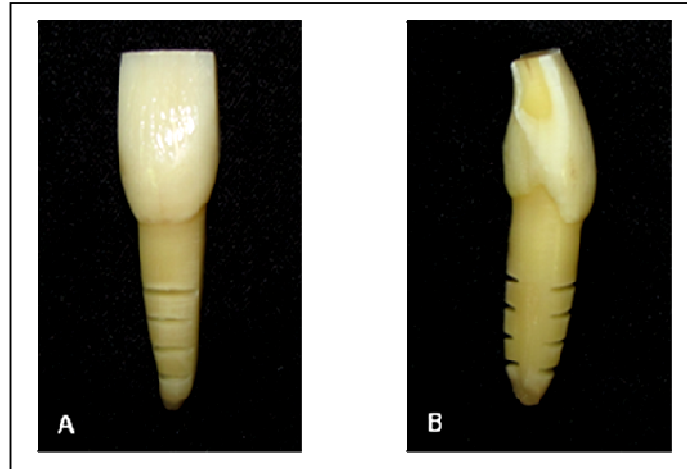


Figura 3 – Desgastes da borda incisal e faces mesial e distal: A) Vista frontal e B) Vista lateral.

A inclusão dos dentes em cilindros de PVC (Tigre NBR 5648 – Brasil), medindo 20 mm de diâmetro interno por 30 mm de comprimento, foi realizada com resina acrílica ativada quimicamente Vipi Flash (Vipi, Pirassununga, São Paulo, Brasil), na cor rosa, até aproximadamente 2 mm aquém da junção cimento-esmalte. A mistura monômero e polímero, proporcionada e preparada de acordo com as instruções do fabricante, foi vertida no interior dos cilindros de P.V.C. na fase arenosa sob vibração.

O procedimento de inclusão dos dentes foi realizado com o auxílio de uma matriz de silicone desenvolvida com o objetivo de orientar o posicionamento dos dentes em relação ao tubo de PVC (Figura 4). Desta forma, os dentes foram centralizados de modo que o longo eixo da coroa ficasse paralelo ao longo eixo do tubo de PVC (Figura 5), otimizando o procedimento seguinte de preparo da porção coronária dos elementos dentais.

Os procedimentos de confecção das retenções mecânicas nas raízes dos dentes bem como a inclusão dos mesmos foram realizados no laboratório da Disciplina de Prótese Fixa da FOP/UNICAMP.

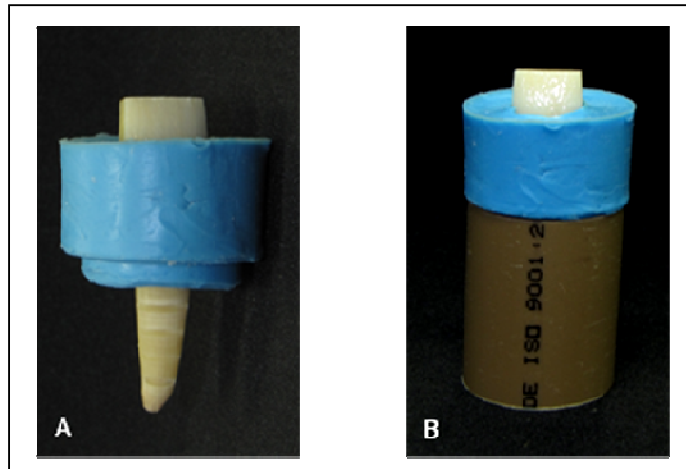


Figura 4 - A) Dente posicionado na matriz, B) Conjunto dente/matriz posicionado sobre o tubo de PVC.

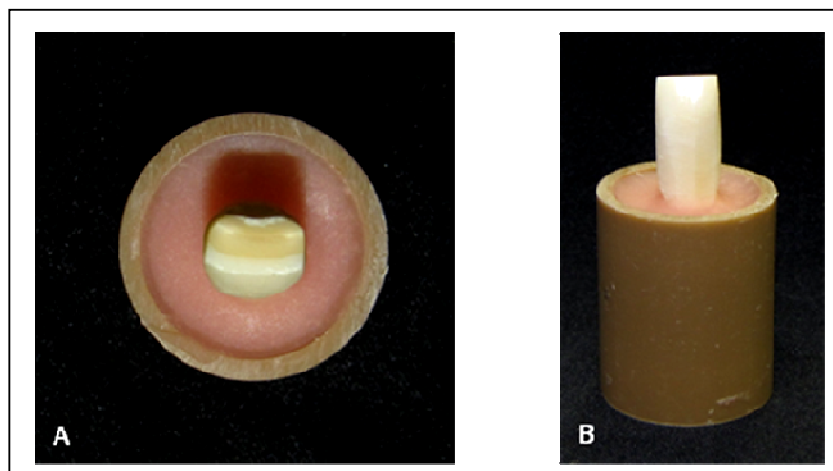


Figura 5 – Dente incluído: A) vista superior e B) vista frontal.

4.3) Confeção dos preparos e obtenção dos corpos de prova

Após a polimerização da resina, sessenta preparos para coroa total foram confeccionados em torno mecânico (Magnum-cut, Bener - Brasil) com ferramenta de vídea, sob refrigeração à água, a fim de se obter preparo

coronário tronco-cônico em dentina (Figura 6), com as seguintes dimensões: base oclusal 4,2 mm de diâmetro, base cervical 6,0 mm e altura axilal de 7,0 mm, com expulsividade de 8° das paredes axiais e terminação cervical em ombro reto (Figura 7). Os preparos para coroa total confeccionados em torno mecânico foram realizados na ACF Industrial (Piracicaba-SP). O acabamento das paredes do preparo, bem como o arredondamento dos ângulos vivos foi realizado com a utilização de brocas multilaminadas (KG Sorensen Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil), de acordo com Brisolara em 2000, Silva em 2007, Mendes em 2007 e Beuer *et al.* 2008.

As medidas foram conferidas com um paquímetro (Digimess, São Paulo, Brasil) com precisão de 0,5 µm, objetivando a padronização de todos os preparos. Para a identificação das amostras, cada conjunto dente-cilindro foi separado e numerado aleatoriamente, com gravação no tubo de PVC. Os conjuntos dente-cilindro foram armazenados em solução de soro fisiológico, tomando o cuidado de mantê-los nessa condição nos intervalos dos procedimentos laboratoriais, para que não houvesse a desidratação dos elementos dentais.



Figura 6 – Preparo do dente em torno mecânico.

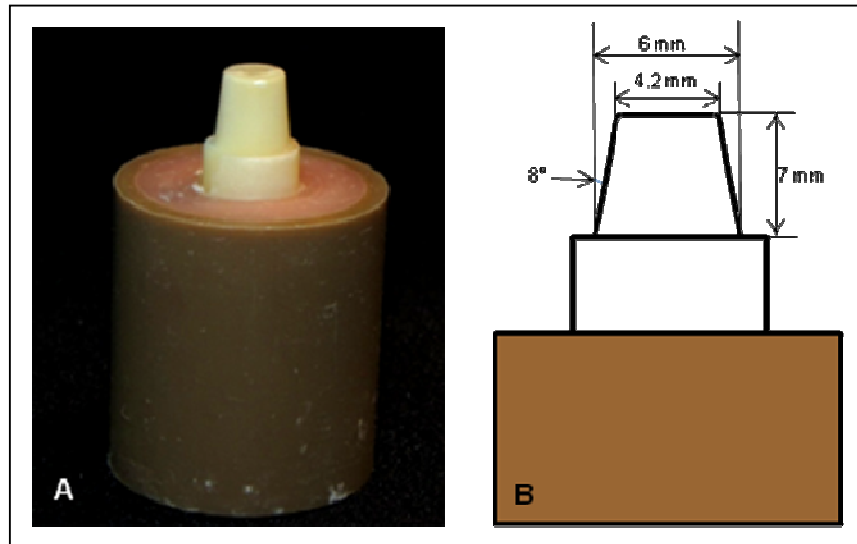


Figura 7 - A) Dente preparado e B) Desenho esquemático do preparo.

4.4) Moldagem e obtenção dos troquéis

Foram realizadas 60 moldagens, uma para cada preparo. Cada dente preparado foi reproduzido por meio de procedimento de moldagem com silicone por adição (Express XT, 3M/ESPE Dental Products, USA), utilizando a técnica de reembasamento. Previamente ao ato da moldagem, foi confeccionado com o auxílio de um plastificador a vácuo (Bio Art Equipamentos Odontológicos, Brasil), um *coping* de acetato com 1,5 mm de espessura, tendo como objetivo a padronização do alívio para as moldagens com silicone de consistência densa (Figura 8). Como moldeira individual foi utilizado um dedal de metal para costura, com 17 mm de diâmetro por 21 mm de comprimento. Na extremidade fechada do dedal foi realizado perfurações com a finalidade de favorecer a eliminação de tensões no ato da moldagem e assegurar mecanicamente a fixação do material no interior da moldeira. Após o posicionamento do *coping* de acetato sobre o dente preparado, o material de moldagem foi manipulado e acomodado no interior da moldeira, buscando um posicionamento o mais centralizado possível (Figura 9). Decorridos 3,5 minutos, o molde foi removido do preparo e o material de alívio retirado. O

espaço correspondente ao alívio foi preenchido com material de moldagem fluido, por meio de um misturador e dispensador automático. Após 3,5 minutos o molde foi novamente removido do preparo, permanecendo em repouso por 60 minutos, para recuperação elástica e liberação de hidrogênio, seguindo as recomendações do fabricante (Figura 10).

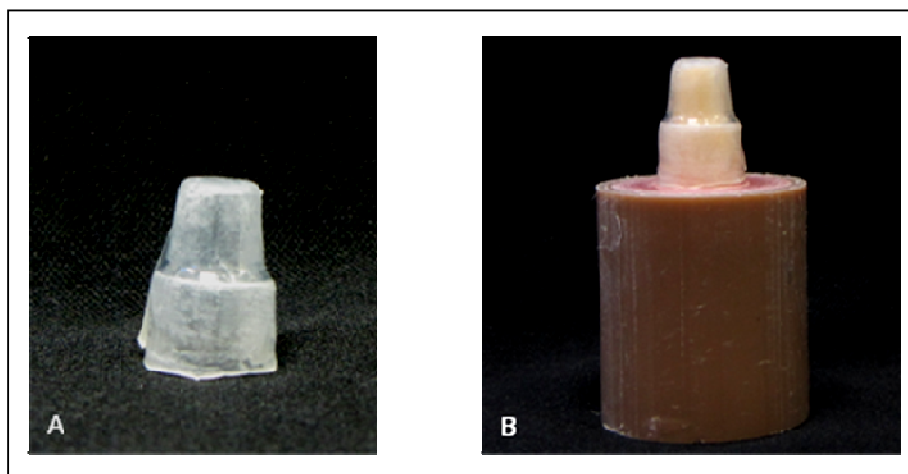


Figura 8 - A) *Coping* de acetato e B) *Coping* de acetato sobre o dente preparado.



Figura 9 - Moldagem com o material denso.

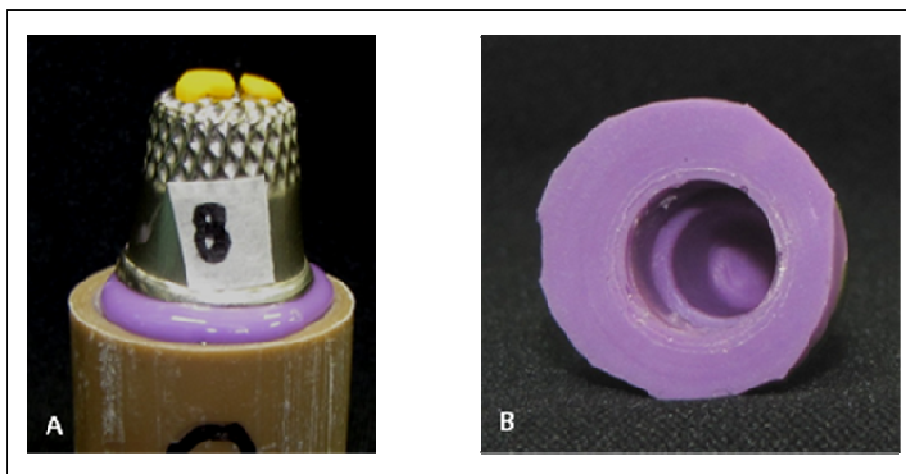


Figura 10 - A) Moldagem com o material fluido e B) Molde finalizado.

Todos os procedimentos de moldagem foram realizados no Laboratório da Disciplina de Materiais Dentários da FOP/UNICAMP sob condições de temperatura e umidade relativa controladas de $23 \pm 2^{\circ}\text{C}$ e $50 \pm 10\%$ UR (Council on dental Materials and Devices, 1977). Tanto os dentes preparados, quanto o material utilizado no procedimento de moldagem, permaneceram por um período mínimo de uma hora nas condições ambientes acima citadas antes de serem utilizados.

Os moldes foram preenchidos com gesso pedra tipo IV (Tuff Rock, Talmax, Curitiba – PR, Brasil) proporcionado conforme as normas do fabricante (21 ml de água para 100g de pó) e manipulado mecanicamente a vácuo (Vacu Vestor, Whip- Mix, Canadá), por 40 segundos. Os moldes foram preenchidos sob vibração, estando acoplada a moldeira, uma matriz em silicone que auxiliou na fixação da mesma e promoveu a formação da base do troquel (Figura 11). Os troquéis foram removidos após 40 minutos e numerados de acordo com o respectivo dente, sendo aguardado um período de 24 horas, antes de serem utilizados na confecção das restaurações de cerâmica (Figura 12).

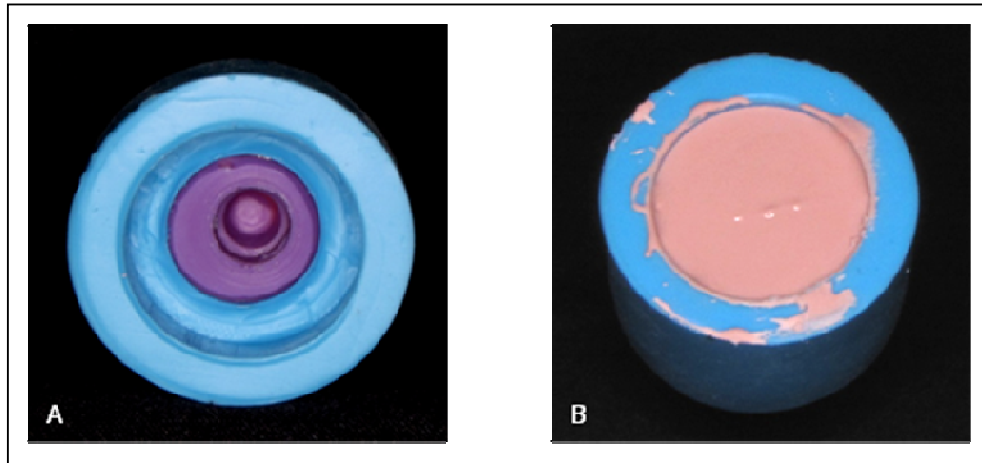


Figura 11 - A) Moldeira acoplada à matriz em silicone e B) Gesso vazado.



Figura 12 - Troquel finalizado.

4.5) Preparos das coroas em zircônia com o sistema Zirkonzahn® CAD/CAM

Foram confeccionadas 60 coroas em zircônia Y-TZP com o sistema Zirkonzahn® CAD/CAM (*Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing*) (Figura 13), sendo que todas as etapas seguem as normas preconizadas pelo fabricante. O preparo das coroas foi realizado no Centro de

Treinamento e Pesquisa Talmax (CTP – Talmax, Curitiba - PR), o qual é credenciado pelo respectivo sistema (Talmax®).

Para a confecção das coroas foi utilizada a Zircônia Prettau, composta por 95% ZrO_2 + 5% Y_2O_3 , a qual permite a confecção das peças totalmente em zircônia sem a necessidade de estratificação cerâmica, sendo utilizada apenas a técnica de maquiagem. Isto é possível graças a translucidez desta zircônia, corantes especiais que garantem uma pigmentação interna da estrutura e stains com alta fluorescência que proporcionam um efeito de naturalidade a coroa.



Figura 13 – Sistema Zirkonzahn® CAD/CAM composto pela unidade fresadora a esquerda e scanner a direita.

Após moldagem e obtenção dos troquéis, foi realizado o procedimento de confecção das coroas da seguinte forma:

- 1) O troquel foi posicionado no scanner para a realização da leitura e digitalização dos mesmos.
- 2) Em seguida, iniciou-se os procedimentos de programação das estratégias de fresagem, seguindo uma seqüência fornecida pelo software do

sistema. Esta sequência estabelece cinco fases de programação virtual descritas a seguir:

2.1) Zirkonzahn Archiv: nesta primeira fase consta a base de dados do programa. Dados referentes ao nome do pesquisador, instituição, numeração do troquel e trabalho a ser executado foram registrados nesta fase.

2.2) Zirkonzahn Scan: durante esta fase foi realizado virtualmente a seleção, recorte e dimensionamento da área do troquel a ser trabalhada.

2.3) Zirkonzahn Modellier: na terceira fase promove-se a modelagem virtual da coroa. Neste momento foram definidos os dados relacionados à delimitação do bordo do preparo, forma, anatomia e espessura da coroa. Para este trabalho, as coroas foram confeccionadas com espessura uniforme de 1,5 mm, reproduzindo desta maneira a forma e anatomia estabelecidas previamente pelo desenho do preparo realizado nos dentes.

2.4) Zirkonzahn Nesting: nesta fase foram realizados os procedimentos de seleção do bloco de zircônia a ser fresado. Esta seleção definiu informações referentes à forma, espessura e codificação do lote do bloco, bem como o tipo de material a ser utilizado. Também durante essa fase foi realizado o posicionamento virtual das coroas no bloco a ser fresado.

2.5) Zirkonzahn Frasen: nesta quinta e última fase do programa, foi realizada a seleção das fresas a serem utilizadas. Após a seleção e fixação das mesmas, procedeu-se o posicionamento do bloco selecionado na unidade de fresagem. A partir desse momento foi finalizada a programação virtual do trabalho, dando início ao procedimento de fresagem propriamente dito (Figura 14).



Figura 14 - Procedimento de fresagem.

3) Em seguida ao término do processo de fresagem, foi removido o bloco da unidade de fresagem e feito o recorte com disco diamantado dupla face nº 7 (Talmax, Curitiba – PR, Brasil) para a remoção das coroas (Figura 15). Com as coroas soltas do bloco foi realizado o procedimento de pigmentação intrínseca das mesmas pelo processo de embebição. Para a realização deste procedimento, as coroas foram imersas no líquido de pigmentação na cor A-3 durante cinco segundos (Figura 16), e em seguida posicionadas sob a lâmpada de infravermelho durante uma hora. Este procedimento tem como função promover a secagem e volatilização do excesso do líquido de pigmentação, evitando a contaminação do forno durante o processo de sinterização.



Figura 15 – Bloco de zircônia após a fresagem.



Figura 16 – Procedimento de pigmentação intrínseca pelo processo de embebição.

4) Após a secagem, as coroas foram levadas ao forno Zirkonofen 600 (Zirkonzahn®) por um período de 8 horas para o ciclo de sinterização. Durante este ciclo ocorre o aumento da temperatura durante as três primeiras horas até o forno atingir 1600 °C, o que resulta em um aumento de 8,9 °C por minuto em média. Após as três horas iniciais, a temperatura permanece constante a 1600°C durante duas horas, passado esse tempo inicia-se o processo de queda da temperatura nas últimas três horas (Figura 17). Terminado o ciclo de sinterização, as coroas foram adaptadas nos respectivos troquéis, observando-se o assentamento das mesmas. Quando necessário foi realizado o acabamento das coroas com a utilização de pedras para cerâmica. Após o acabamento, foi realizado o tratamento de superfície interna das coroas com jateamento de óxido de alumínio (Al_2O_3) (Oxyker Dry – Filli, Manfredini - Itália). As partículas de Al_2O_3 utilizadas mediam 53 μm , sendo que o tempo estabelecido para o jateamento foi de 15 segundos para cada coroa, a pressão de 2,5 bar, a uma distância de aproximadamente 10 mm (CAVALCANTI, 2008).

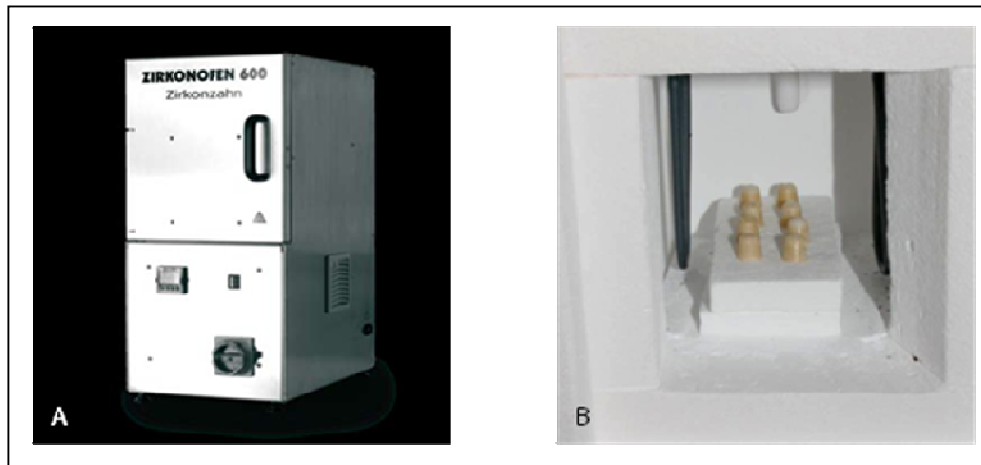


Figura 17 – A) Forno Zirkonofen 600 (Zirkonzahn®) e B) Coroas após o ciclo de sinterização.

5) Para a conclusão dos procedimentos laboratoriais de confecção das coroas, foi realizada a pigmentação extrínseca. Com o auxílio de um pincel, o procedimento de maquiagem extrínseca foi realizado com a utilização de stains de alta fluorescência, que proporcionam um efeito de naturalidade. Após a aplicação, as coroas foram levadas ao forno Full Ceram Press (Talmax) por um período de aproximadamente 8 minutos, a uma temperatura de 820°C. Após esta etapa, as coroas estavam prontas para o processo de cimentação com 1,5 mm de espessura (Figura 18).



Figura 18 - Coroa finalizada.

4.6) Cimentação das coroas

As amostras confeccionadas foram divididas em 4 grupos, onde cada grupo foi constituído por 15 corpos de prova, de acordo com o agente cimentante a ser utilizado: Grupo 1) fosfato de zinco (SS White, Petrópolis, RJ. Brasil), Grupo 2) cimento resinoso (Rely X ARC, 3M ESPE / Divisão Dental – Brasil), Grupo 3) cimento de ionômero de vidro (Ketac Cem Easymix, 3M ESPE / Divisão Dental – Brasil) e Grupo 4) cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Rely X Luting 2, 3M ESPE / Divisão Dental – Brasil) (Quadro I).

Antes da cimentação, todos os preparos foram limpos com pasta de água e pedra-pomes e escova tipo Robinson. A superfície interna das coroas foi limpa com água destilada, por 10 minutos, em aparelho de ultrassom (Thorton) e seca com jatos de ar. Os procedimentos para a cimentação foram realizados em um ambiente com temperatura e umidade controladas, seguindo rigorosamente as instruções dos fabricantes (Quadro II).

A cimentação das coroas nos preparos foi realizada em ambiente com temperatura de $23\pm2^{\circ}\text{C}$ e umidade relativa de $50\pm5\%$, condições obtidas por meio de condicionador (Springer Export Line) e desumidificador de ar (Oásis – mod OD 300 – 1 – EBCD Manufacturing Co – USA). As coroas foram cimentadas nos respectivos preparos utilizando uma prensa pneumática, desenvolvida na Disciplina de Materiais Dentários da FOP – UNICAMP, com carga estática de 9 kgf aplicada axialmente sobre a superfície oclusal dos mesmos, durante 7 minutos (Brisolara, 2000; Caldas, 2003; Silva em 2007) (Figura 19).

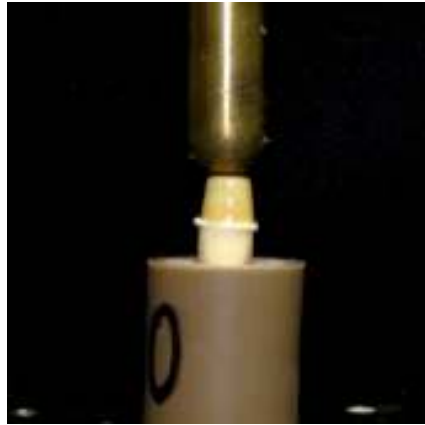


Figura 19 - Coroa durante cimentação.

Quadro I – Composição dos cimentos

CIMENTO	COMPOSIÇÃO
Fosfato de Zinco (SS White)	<p>Pó: Óxido de zinco, óxido de magnésio, corantes CI 77288, CI 77268, CI 77491 (Os pigmentos variam de acordo com a cor do produto).</p> <p>Líquido: Ácido fosfórico, hidróxido de alumínio, óxido de zinco, água destilada.</p>
Rely X ARC (3M Espe)	<p>Pasta A: Cerâmica tratada com silício, dimetacrilato de trietileno glicol, metacrilato de bisfenol a diglicidil éter, sílica tratada com silício, polímero dimetacrilato funcionalizado.</p> <p>Pasta B: Cerâmica tratada com silício, dimetacrilato de trietileno glicol, metacrilato de bisfenol a diglicidil éter, sílica tratada com silício, polímero dimetacrilato funcionalizado.</p>
Ketac Cem Easymix (3M Espe)	<p>Pó: Vidro de flúor silicato de cálcio, alumínio e lantânio, eudragite, ácido tartárico, ácido sórbico, copolímero de ácido acrílico e ácido maleico, ácido benzóico e pigmentos.</p> <p>Líquido: Água, ácido tartárico e ácido benzóico.</p>
Rely X Luting 2 (3M Espe)	<p>Pasta A: Filler tratado com óxido de vidro e silano, 2-hidroxietilmetacrilato, água, silano tratado com sílica.</p> <p>Pasta B: Cerâmica tratada com silício, copolímero do ácido acrílico e itacônico, 2-hidroxietilmetacrilato, água, persulfato de potássio, dihidrogênioortofosfato de potássio, bismetacrilato de (1-metiletilideno) bis [4,1-fenilenooxi (2-hidroxi-3,1-propanodiilo)].</p>

Quadro II – Procedimentos de cimentação

CIMENTO	TÉCNICA DE CIMENTAÇÃO
Fosfato de Zinco (SS White)	No dente: profilaxia com pedra-pomes e água. Manipulação do cimento de fosfato de zinco da seguinte maneira: 1 medida de pó para 4 gotas de líquido (divisão do pó em 6 partes). Espatulação por 90 segundos sobre uma placa de vidro grossa com uma espátula metálica nº 24 e aplicação de uma pequena porção nas paredes axiais internas da coroa, e em seguida levado ao dente. Imediatamente foi aplicada uma carga estática de 9 kgf, por 7 minutos. Aguardou-se 15 minutos para presa final do cimento e procedeu-se a remoção dos excessos com uma sonda exploradora.
Rely X ARC (3M Espe)	No dente: foi realizada profilaxia com pedra-pomes e água. Logo após, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico 35% (3M/ESPE Divisão Dental – Brasil), por 30 segundos, lavados em água corrente por 15 segundos e secados com pontas de papel absorvente. Foram aplicadas duas camadas do adesivo Adper Single Bond 2 (3M/ESPE Divisão Dental – Brasil) e polimerizadas por 20 segundos. Nas coroas foi aplicado internamente o silano Scotchprimer e deixado secar por 2 minutos. Foi dispensado o cimento resinoso no bloco de mistura e espatulado por 10 segundos. Aplicou-se uma pequena porção nas paredes internas da coroa, a qual foi levada ao dente preparado com firme pressão digital. Imediatamente após aplicou-se uma carga de 9 kgf, por 7 minutos, removendo-se o excesso de cimento com uma sonda exploradora e fotoativando-se por 40 segundos em 3 posições diametralmente opostas e 40 segundos na superfície oclusal, totalizando 160 segundos.
Ketac Cem Easymix (3M Espe)	No dente: foi realizada profilaxia com pedra-pomes e água. Logo após, os dentes foram secados com pontas de papel absorvente. Manipulação do cimento de ionômero de vidro da seguinte maneira: 1 medida de pó para 2 gotas de líquido. Espatulação por 30 segundos sobre uma placa de vidro grossa com uma espátula metálica nº 24 e aplicação de uma pequena porção nas paredes axiais internas da coroa, e em seguida levado ao dente preparado com firme pressão digital, respeitando-se o tempo de trabalho de 2 minutos e 10 segundos. Imediatamente após aplicou-se uma carga de 9 kgf, por 7 minutos, removendo-se o excesso de cimento com uma sonda exploradora.
Rely X Luting 2 (3M Espe)	No dente: foi realizada profilaxia com pedra-pomes e água. Logo após, os dentes foram secados com pontas de papel absorvente. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina foi dispensado no bloco de mistura e espatulado por 20 segundos com uma espátula plástica fornecida pelo fabricante. Aplicou-se uma pequena porção do cimento nas paredes axiais internas da coroa, a qual foi levada ao dente preparado com firme pressão digital, respeitando-se o tempo de trabalho de 2,5 minutos. Imediatamente após aplicou-se uma carga de 9 kgf, por 7 minutos, removendo-se o excesso de cimento com uma sonda exploradora.

4.7) Ensaio de resistência à fadiga (ciclagem termomecânica)

Após a cimentação e armazenagem em água destilada numa estufa a 37°C, por 24 horas, os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de resistência à fadiga em um equipamento de desgaste termomecânico (ERIOS modelo ER-37000 – São Paulo, Brasil) localizado no laboratório da Disciplina de Odontopediatria da FOP/UNICAMP. O módulo mecânico foi calibrado para operar com 60.000 ciclos, com uma carga cíclica de 84 N e frequência de 4 Hz exercida com uma haste de aço com extremidade convexa e com diâmetro de 4 mm no centro da face oclusal da coroa (CALDAS, 2003; REGES, 2003). O módulo térmico foi ajustado para operar em três temperaturas distintas: 1) fria (4°C), média (37°C) e quente (55°C), sendo que cada ciclo teve 30 segundos de duração para cada temperatura, totalizando 125 ciclos. O ensaio de resistência à fadiga foi efetuado em dez corpos de prova de cada vez, sendo que o módulo mecânico e térmico foram executados simultaneamente durante todo o tempo do ensaio (Figura 20).

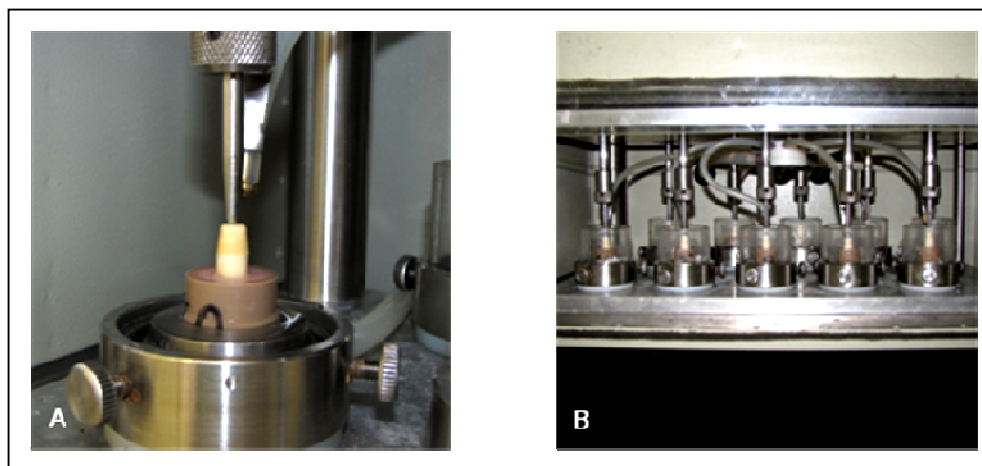


Figura 20 - A) Corpo de prova posicionado e B) Corpos de prova durante ensaio de fadiga.

4.8) Ensaio de resistência à fratura por compressão

Após o ciclo de fadiga, todos os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura por compressão utilizando uma máquina de ensaio universal Instron (Modelo 4511, série H 4188 - England), localizada no laboratório da Disciplina de Materiais Dentários da FOP/UNICAMP. Para o desenvolvimento do ensaio, a Instron foi equipada com uma ponta esférica medindo 8 mm de diâmetro, e programada para realizar compressão com velocidade de 1mm/min até ocorrer a fratura da coroa (Figura 21).

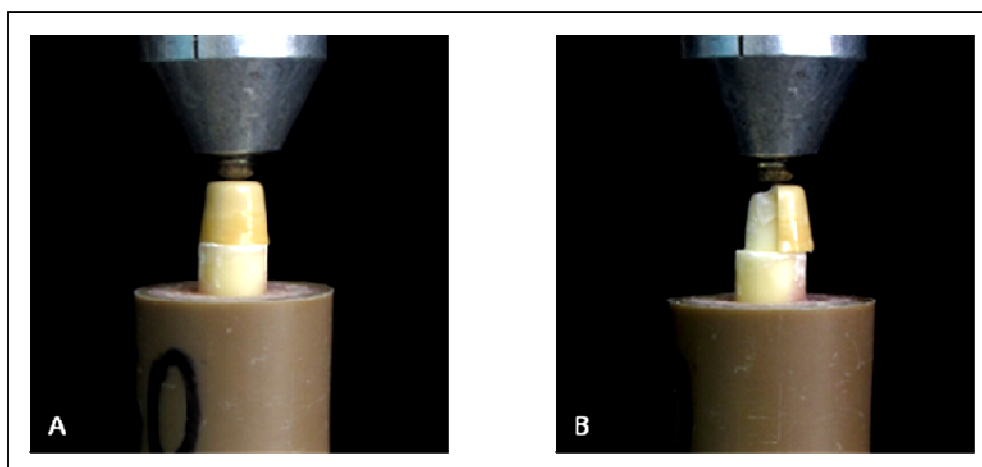


Figura 21 - A) Corpo de prova posicionado na Instron e B) Corpo de prova fraturado.

4.9) Análise estatística

Após a realização de um estudo de suposições que determinou a eficácia da transformação dos dados à função logaritmo para sanar problemas dos dados originais, foi aplicada a técnica de análise de variância com modelo apropriado para experimentos inteiramente casualizados (One-way anova) e o teste de Tukey para comparações múltiplas de médias. O nível de significância para o estudo foi de 5% e as análises foram efetuadas através do sistema SAS.

5. RESULTADOS

O trabalho avaliou a resistência à fratura de coroas totais confeccionadas em zircônia Y-TZP, após serem submetidas ao ensaio de resistência à fadiga termomecânica, frente a diferentes agentes de cimentação.

A Tabela 1 mostra que a média da resistência a fratura das coroas fixadas com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina é estatisticamente inferior às médias das coroas fixadas com os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro ($p=0,0010$), sendo que entre estes dois últimos não houve diferença estatisticamente significativa. As coroas fixadas com o cimento resinoso mostraram média sem diferença estatística significativa quando comparado aos demais grupos ($p>0,05$).

A Figura 22 mostra as médias e os intervalos representados graficamente as quais se chegou por meio do teste de Tukey.

Tabela 1 - Médias, desvios-padrão, limites do intervalo de confiança da média (95%) e grupos formados através do teste de Tukey.

Cimento	Média (N)	Desvio padrão	Limites do intervalo de confiança (95%)		Grupos de Tukey ($\alpha=0,05$)
			superior	inferior	
Fosfato de zinco	1448,51	182,32	1549,47	1347,53	A
Ionômero de vidro	1389,86	126,88	1460,12	1319,59	A
Resinoso	1358,15	272,95	1509,30	1206,99	A B
Ionômero de vidro modificado	1182,68	112,24	1224,83	1120,52	B

F: 6,23

Valor-p: 0,0010

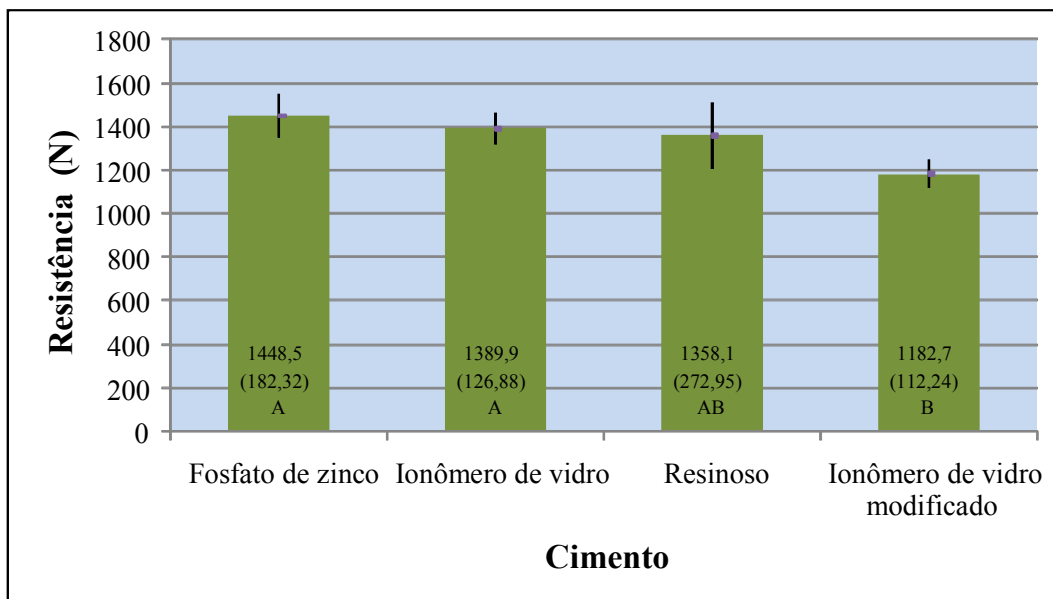


Figura 22 - Média (desvio-padrão). Barras com letras distintas indicam médias que diferem entre si no nível de significância de 5%.

6. DISCUSSÃO

A cerâmica odontológica também denominada porcelana dental é conhecida por ser um material de aparência semelhante ao dente natural, devido sua adequada propriedade óptica e durabilidade química. Essa condição motivou os pesquisadores a modificar a composição da cerâmica, com o propósito de desenvolver um material considerado ideal. Entretanto, a avaliação da cerâmica dental requer investigações sobre os diferentes aspectos que determinam o êxito da restauração, envolvendo os fatores resistência ao desgaste, resistência à fratura, biocompatibilidade, durabilidade, estética e adaptação, abordando os diversos sistemas cerâmicos existentes.

Muitos cirurgiões-dentistas consideram as fraturas em coroas ceramocerâmicas um problema clínico maior do que a fratura em sistemas do tipo metalocerâmica. Esse fato levou os pesquisadores a realizarem testes *in vitro* com o objetivo de avaliar as propriedades mecânicas desses materiais. (KELLY *et al.*, 1990; SOBRINHO^b *et al.*, 1998; STRUB & BESCHNIDT, 1998; CALDAS, 2003; WEBBER *et al.*, 2003; REGES, 2003; ATTIA & KERN^{a,b}, 2004; HJERPPE *et al.*, 2009; BEUER *et al.*, 2009).

Alguns autores têm avaliado a possibilidade da utilização de dentes bovinos na realização de pesquisas (NAKAMICHI *et al.*, 1983; REEVES *et al.*, 1995), e observaram que estes podem ser usados em substituição aos dentes humanos em estudos de microinfiltração e adesão, justificando o seu uso neste tipo de experimento. Para o desenvolvimento da pesquisa, a utilização deste tipo de substrato permitiu o controle de algumas variáveis como: (1) variações da qualidade dentinária, (2) condições durante e após a extração dental, (3) defeitos de morfologia da coroa, (4) dimensões da coroa e amplitude da câmara pulpar. Desta forma, conseguiu-se grande uniformidade dos elementos dentais preparados, onde a forma da preparação tem impacto na distribuição de tensões e no desempenho clínico de coroas cerâmicas. Apesar disso, os ângulos internos foram arredondados para diminuição da possibilidade de incidência de fraturas causadas por pontos de concentração de tensões, concordando com as indicações de BRISOLARA (2000).

A maioria das fraturas de trabalhos protéticos ocorre após um período de muitos anos e não se relacionam a um único episódio de sobrecarga, e tais fracassos são geralmente relacionados à fadiga. O presente trabalho submeteu os corpos de prova ao ensaio de resistência à fadiga, por meio de ciclagem termomecânica, com o objetivo de simular as condições de umidade, variação da temperatura e carga cíclica, as quais as restaurações são submetidas no ambiente bucal ao longo do tempo. Desta forma, a ciclagem termomecânica permitiu que propriedades como resistência à compressão, módulo de elasticidade, solubilidade e coeficiente de expansão térmica linear referente a cada um dos agentes cimentantes utilizados, pudessem reproduzir diferenças no que se refere à resistência à fratura das coroas confeccionadas em zircônia Y-TZP.

Além da resistência intrínseca da cerâmica, o sucesso clínico das restaurações depende de outros fatores, como o procedimento de união entre a mesma e a estrutura dental, sendo que a fixação pode ser realizada pela técnica adesiva ou convencional. Segundo estudos de LUTHARDT *et al.* (2002), o baixo potencial adesivo é uma desvantagem das cerâmicas Y-TZP. Ao contrário das cerâmicas odontológicas passíveis de condicionamento, os materiais em zircônia Y-TZP são compostos de pequenas partículas sem fase vítrea nas bordas dos cristalitos. Os procedimentos de cimentação adesiva, que incluem o condicionamento com ácido fluorídrico são ineficazes nesses materiais. O condicionamento com ácido fluorídrico é indicado apenas para superfícies com componentes vítreos, portanto, o ácido é incapaz de criar microretenções nas superfícies internas das peças. Estudos recentes têm sugerido técnicas de cimentação específicas para cerâmicas Y-TZP que incluem métodos de tratamento da superfície, a exemplo do jateamento com óxido de alumínio. No entanto, o efeito do jateamento com partículas de Al_2O_3 na superfície interna da zircônia Y-TZP é objeto de controvérsia na literatura. De acordo com ZHANG *et al.* (2004), o jateamento pode criar microtrincas na superfície da cerâmica, enfraquecendo o material ao longo do tempo. Por outro lado, segundo WOLFART *et al.* (2007), a adequada união à cerâmica densa de óxido de zircônio é apenas obtida após o jateamento com óxido de alumínio.

Estes fatos indicam que algum tipo de alteração superficial é imprescindível para se atingir união durável à zircônia. Desta forma, o presente trabalho utilizou como tratamento de superfície da cerâmica o jateamento de óxido de alumínio (Al_2O_3), de acordo com as indicações de CAVALCANTI (2008). Todas as coroas foram submetidas ao jateamento independente da técnica de cimentação a ser utilizada, tendo como objetivo padronizar toda a amostra e evitar que esta variável pudesse influenciar nos resultados do experimento.

Quando se observa a média de resistência à fratura comparada entre os grupos (Tabela 1), nota-se que as coroas fixadas com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina foi significativamente inferior às fixadas com os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro ($p=0,0010$). Em relação às coroas fixadas com cimento resinoso, o resultado mostrou não haver diferença estatística significativa ($p>0,05$) em relação aos demais grupos. Provavelmente, uma das razões para essas diferenças nos valores estão relacionadas com as propriedades do cimento de ionômero de vidro modificado por resina, onde o mesmo é mais susceptível aos efeitos deletérios da água, uma vez que apresenta alta absorção da mesma devido a presença dos monômeros polyhema (poly-hidroxi-etil-metacrilato) responsáveis pela sua polimerização (ANUSAVICE, 2005). Ainda segundo CATTANI-LORENTE *et al.* (1999) os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina absorvem nas primeiras 24 horas grande quantidade de água, alterando as propriedades físicas deste material, causando diminuição de 20% a 80% na resistência flexural, redução de 50% a 80% no módulo de elasticidade, e 50% na dureza, além de causar expansão volumétrica de 3,4% a 11,3% (expansão higroscópica) em 24 horas. Apesar disso, percebe-se que a ciclagem foi determinante no desempenho do ionômero de vidro modificado por resina, justificando seu baixo valor de resistência à fratura.

Mesmo sendo de composição semelhante, os cimentos de ionômero de vidro e ionômero de vidro modificado por resina, comportaram-se de forma diferente em relação à fratura, que pode estar associado ao maior grau de contração após a presa como resultado da polimerização, no caso do último, segundo ANUSAVICE (2005). O menor conteúdo de água e de ácido

carboxílico reduz a habilidade do cimento de molhar o substrato dentário, o que pode aumentar consideravelmente a microinfiltração, em comparação com os cimentos de ionômero de vidro convencionais. Essa inabilidade de preencher completamente o espaço entre a coroa e o dente constitui um problema de transferência de tensões. Pode ser que uma fina camada de cimento, característica de melhor adaptação da coroa, possa ser mais relevante para a resistência das coroas de cerâmica do que a própria resistência relativa dos materiais (HONDRUM, 1988).

Quanto à tenacidade dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, o mesmo é menor que dos cimentos resinosos. Isso promove maior propensão à propagação de trincas e conseqüentemente menor resistência à fratura em relação ao cimento resinoso (MITCHELL *et al.*, 1999). Baseado nas informações citadas anteriormente e nos resultados obtidos torna-se coerente não eleger como primeira opção o cimento de ionômero de vidro modificado por resina para a fixação de coroas confeccionadas em zircônia Y-TZP, em função do seu menor desempenho mecânico e seu alto custo quando comparado aos demais agentes de cimentação avaliados nesse estudo.

A média de resistência à fratura das coroas cerâmicas fixadas com os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro foram as mais altas, 1448,51 N e 1389,86 N, respectivamente. Sabe-se que o cimento fosfato de zinco apresenta um alto módulo de elasticidade (em torno de 13,5 GPa) e uma adequada resistência à compressão (104 MPa) (ANUSAVICE, 2005), além de mostrar um comprovado sucesso quando associado a restaurações metálicas fundidas e coroas metalocerâmicas, que normalmente apresentam uma desadaptação marginal inferior a 100µm.

O módulo de elasticidade descreve a relativa rigidez de um material, sendo que o mesmo não mede a resistência do material e sim a sua capacidade de deformação antes do seu limite de proporcionalidade (deformação elástica), a partir do qual o material iniciará uma deformação plástica. Assim, quanto maior o módulo de elasticidade, maior a rigidez do material e menor a sua capacidade de deformação elástica. Baseado nessas

informações, o cimento de fosfato de zinco atribui uma boa resistência às coroas cerâmicas devido ao seu alto módulo de elasticidade, atenuando possíveis falhas internas nas restaurações (CASSON *et al.*, 2001), justificando deste modo, o maior valor numérico em relação aos outros cimentos utilizados nessa pesquisa.

Em relação ao cimento de ionômero de vidro, sua resistência a compressão é comparável ao do fosfato de zinco, enquanto o seu módulo de elasticidade equivale à metade. Dessa forma, o cimento de ionômero de vidro é menos rígido e mais suscetível à deformação elástica. Por esse motivo, ele não é tão favorável quanto o cimento de fosfato de zinco para suportar próteses fixas em cerâmica, em virtude das maiores tensões de tração que podem ser desenvolvidas na prótese sob carga oclusal. Diante disso, os resultados apresentados pelo atual trabalho parecem estar em conformidade com as características dos cimentos acima citados, sendo que o resultado obtido para o grupo fixado com o cimento de ionômero de vidro apresentou-se numericamente inferior ao grupo fixado com o cimento de fosfato de zinco, embora sem diferença estatística significativa.

Outro fator importante a ser levado em consideração é o coeficiente de expansão térmica linear. Os materiais usados nas restaurações dentárias estão sujeitos às mudanças térmicas que ocorrem na boca. Essas mudanças de temperatura irão determinar alterações dimensionais que poderão ocasionar discrepâncias na interface dente/restauração, tendo como repercussão uma maior ou menor resistência à fratura (NAVARRO & PASCOTTO, 1988). O cimento de ionômero de vidro apresenta coeficiente de expansão térmica linear ($15 \text{ mm/mm } ^\circ\text{C} \times 10^{-6}$) mais próximo aos das estruturas dentárias, sendo que o esmalte ($11,4 \text{ mm/mm } ^\circ\text{C} \times 10^{-6}$) apresenta pequena diferença quando comparado a dentina ($8,3 \text{ mm/mm } ^\circ\text{C} \times 10^{-6}$). Os cimentos de ionômero de vidro possuem um coeficiente de expansão térmica linear mais favorável do que os cimentos de ionômero de vidro modificado por resina ($31,5 \text{ mm/mm } ^\circ\text{C} \times 10^{-6}$), sendo que este varia conforme o percentual de componentes resinosos incorporados ao material. Fundamentado nessas informações, quando leva-se em consideração que os corpos de prova do atual estudo foram submetidos à

ciclagem termomecânica onde houve variação da temperatura entre 4°C e 55°C, associado ao fato do cimento de ionômero de vidro apresentar seu coeficiente de expansão térmica linear bem próximo ao das estruturas dentárias, os resultados sugerem que essa característica do cimento de ionômero de vidro parece contribuir para a manutenção do vedamento marginal, justificando sua maior resistência à fratura (1389,86 N) quando comparado ao ionômero de vidro modificado por resina (1182,68 N).

Em relação à média de resistência à fratura das coroas cerâmicas fixadas com o cimento resinoso (1358,15 N), observa-se um resultado numericamente inferior aos grupos fixados com os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro. Este fato possivelmente possa estar associado às características da técnica adesiva aplicada, a composição da zircônia Y-TZP utilizada para a confecção das coroas e as propriedades do cimento resinoso. Como citado anteriormente, o presente trabalho utilizou como tratamento de superfície da cerâmica o jateamento de óxido de alumínio (Al_2O_3). Além do jateamento, para a fixação das coroas com o cimento resinoso foi realizada a técnica adesiva à estrutura dental, com aplicação do silano na coroa previamente à inserção do cimento, conforme as recomendações do fabricante. Os procedimentos de cimentação adesiva, que incluem o condicionamento com ácido fluorídrico bem como a aplicação de silanos na superfície do material restaurador previamente à inserção do cimento resinoso, são ineficazes nas cerâmicas Y-TZP (KERN & WEGNER, 1998; YOSHIDA *et al.*, 2004; DERAND *et al.*, 2005). Os silanos são recomendados para formar uma união química entre a sílica presente na superfície cerâmica e a matriz orgânica dos materiais resinosos, procedimento também descartado para sistemas de óxido de zircônio devido à ausência da sílica em sua composição.

Em relação às propriedades do cimento resinoso, sabe-se que o mesmo apresenta uma adequada resistência a compressão, variando entre 70 – 172 MPa, o que lhe confere característica comparável ao cimento de fosfato de zinco frente a compressão, porém quando observa-se o módulo de elasticidade, o cimento resinoso demonstra valores muito inferiores (2,1 – 3,1 GPa) quando comparado aos cimentos de fosfato de zinco (13,5 GPa) e

ionômero de vidro (7,3 GPa). Em função dessa característica, o cimento resinoso é menos rígido e mais suscetível à deformação elástica, favorecendo maiores tensões de tração que podem ser desenvolvidas na prótese sob carga oclusal. Esta característica pode ser uma possível justificativa para os resultados do atual trabalho, onde a resistência à fratura das coroas fixadas com cimento resinoso apresentou valores numericamente inferiores quando comparado aos cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro, porém sem diferença estatística significativa.

Para o grupo fixado com cimento resinoso, o valor médio apresentado quanto à resistência à fratura foi intermediário, ou seja, o mesmo é similar aos cimentos com melhor desempenho (valor mais alto), e por outro lado, do mesmo modo é similar ao de pior desempenho (valor mais baixo), e ainda com valores próximos aos encontrados nos trabalhos de PALLIS *et al.*(2004) e BINDL^b *et al.*(2006). No entanto, estes resultados não contra-indicam o seu uso, pelo contrário, parece ser um material de possível eleição, onde possui tanto características de adesão à estrutura dental quanto de estética otimizada, esta última de grande importância quando na utilização de próteses livres de metal.

Os resultados encontrados mostraram que o cimento pode influenciar na resistência à fratura das coroas confeccionadas em zircônia Y-TZP pelo sistema Zirkonzahn® CAD/CAM. Parece confiável a indicação do sistema cerâmico para confecção de coroas unitárias em dentes posteriores utilizando-se tanto o cimento fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro e cimento resinoso, desde que fatores como tratamento de superfície e a técnica adesiva aplicada sejam observados. Porém, dentro de um critério clínico, todos os grupos apresentaram valores de resistência à fratura muito alta, não inviabilizando a utilização do cimento de ionômero de vidro modificado por resina. Portanto, há necessidade de se realizar novos estudos que envolvam a comparação com outros cimentos, verificando a longevidade clínica das restaurações e a possibilidade para o clínico de escolher o melhor agente de cimentação

7. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada, após a análise dos resultados, pode-se concluir que:

1. Os agentes de cimentação influenciaram na resistência à fratura das coroas confeccionadas pelo sistema Zirkon Zahn[®], sendo que os grupos cimentados com fosfato de zinco e ionômero de vidro apresentaram resistência a fratura significativamente maior em relação ao grupo cimentado com o cimento de ionômero de vidro modificado por resina;

2. Com valor intermediário de resistência à fratura, o grupo cimentado com cimento resinoso mostrou média sem diferença estatística quando comparado aos demais grupos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

American society for testing materials e Standard definitions of terms relating to fatigue testing and the statistical analysis of fatigue data. *In: Annual Book of ASTM Standards*. Philadelphia, 1979. Apud White SN. Mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Dent Mater*. 1993; 9(4): 260-264.

Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*. 1993; 51(1): 59-64.

Anusavice KJ. *Philips Materiais dentários*. 11. ed. Rio de Janeiro: Eusevier, 2005.

Anusavice KJ. Cerâmicas Odontológicas. *In: Materiais Dentários de Phillips*, Cap. 26, p. 345-366, Rio de Janeiro: Guanabara koogan, 1998.

Anusavice KJ. Degradability of Dental Composite. *Adv Dent Res*. 1992; 6: 82-89.

Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J. Amer. Dent. Ass*. 1993; 72-84.

Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent*. 2003; 89(2): 127-134.

Attia^a A, Kern M. Fracture strength of All Ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent*. 2004a; 91(3): 247-52.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

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

Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of marginal accuracy of different allceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. J Oral Rehabil. 1999; 26(7): 582-593.

Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of Preparation Design on the Fracture Resistance of Zirconia Crown Copings. Dent Mater. 2008; 27(3): 362-367.

Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. Clin Oral Investig. 2009; 13(3): 343-49.

Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings - a new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dent Mater. 2009; 25(1): 121-8.

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

Bindl^b A, Lüthy H, Mörmann WH. Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength and fracture pattern. J Oral Rehabil. 2006; 33(7): 520-8.

Borges GA. Avaliação da adaptação cervical de coroas totais cerâmicas livres de metal antes e após cimentação. [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Borges GA, Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MAC. História e atualidades das cerâmicas odontológicas. ABO Nac, São Paulo. 2001; 9(2): 112-117.

Bottino MA, Quintas AF, Miyashita E, Giannini V. Materiais cerâmicos. In: Estética em reabilitação oral: metal free. São Paulo: Artes Medicas, 2002.

Brisolara PGS. Avaliação da adaptação cervical de coroas totais metálicas com diferentes terminos antes e após cimentação [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2000.

Caldas DBM. Avaliação da resistência à fratura e à fadiga a seco e em água destilada de sistemas cerâmicos fixados com cimentos [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Campbell SD. A comparative strength study of metal ceramic and All Ceramic esthetic materials: modulus of rupture. J Prosthet Dent. 1989; 62(4): 476-9.

Casson AM, Jones JCG, Youngson DJW. The effect of luting media on the fracture resistance of a flame sprayed all-ceramic crown. Journal of Dentistry. 2001; 29: 539-544.

Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. Dent Mater. 1999; 15(1):71-8.

Cattell MJ, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. J Dent. 1999 Mar; 27(3):183-96

Cavalcanti AAN. Características da união à cerâmica de zircônia tetragonal policristalina contendo ítrio [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2008.

Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic Crowns. J Prosthet Dent. 1999; 82(4): 468-75.

Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G. Crack propagation and fatigue in zirconia-based composites. *Composites: Part A*. 1999; 30: 525-530.

Conceição EN. Restaurações Estéticas: compósitos, cerâmicas e implantes. 1. ed. São Paulo: Ed. Art med; 2005. Cap. 8, p. 198-217.

Correia ARM, Fernandes JCAS, Cardoso JAP, Silva CFCL. CAD-CAM: a informática a serviço da prótese fixa. *Rev de Odontologia da UNESP*. 2006; 35(2): 183-89.

Craig RG, Powers JM. Mechanical properties. In: Craig RG, Powers JM, editores. *Restorative dental materials*. 11. ed. Saint Louis: Mosby; 2004. p. 551-92.

Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*. 2005; 21: 1158-1162.

Gomes EA, Assunção WG, Rocha EP, Santos PH. Cerâmicas odontológicas: o estado atual. *Cerâmica, Araçatuba*. 2008; 54: 319-325.

Hjerpe J, Vallittu PK, Fröberg K, Lassila LV. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater*. 2009; 25(2):166-71.

Hondrum SO. The strength of cemented alumina core and magnesia core crowns. *Int J Prosthodont*. 1988; 1(2): 190-195. Apud Caldas DBM. Avaliação da resistência à fratura e à fadiga a seco e em água destilada de sistemas cerâmicos fixados com cimentos [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

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

Kern M, Schwarzbach W, Strub JR. Stability of all-porcelain resin-bonded fixed restorations with different designs: an in vitro study. *Int J Prothodont.* 1992; 5(2): 108-13.

Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998; 14: 64-71.

Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent.* 1994; 73(3): 240-249.

Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur J Oral Sci.* 2007; 115(2): 161-6.

Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater.* 1999; 15: 426-433.

Leevailoj C, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of All Ceramic crowns cemented with resin-modified glass-ionomer and other luting agents. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(6): 669-707.

Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(5): 597-609.

Ludwig K. Studies on the ultimate strength of all-ceramic crowns. *Dent Labor.* 1991; 91(5): 647-651.

Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E *et al.* Reliability and Properties of Ground Y-TZP-Zirconia Ceramics. *J Dent Res.* 2002; 81(7): 487-491.

Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater.* 2005; 21(10): 930-7.

Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2006; 22: 195-200.

Mc Lean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Brit Dent J* 1965; 119(6): 251-267.

Mc Lean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent.* 1991; 16(4): 149-156.

McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J. Prosth. Dent.* 2001; 85(1): 61-66.

Mendes WB. Avaliação da resistência à fratura de coroas submetidas à fadiga mecânica, em função de diferentes sistemas cerâmicos. [Tese]. Piracicaba. UNICAMP/FOP; 2007.

Mitchell CA, Douglas WH, Cheng TS. Fracture toughness of conventional, resin-modified glass-ionomer and composite luting cements. *Dent Mater.* 1999; 15: 7-13.

Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res.* 1983; 62(10):1076-81.

Navarro MFL, Pascotto RC. Cimentos de ionômero de vidro. São Paulo: Artes Médicas; 1998.

Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of All Ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1999; 12(1): 28-37.

Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(6): 561-9.

Parreira GG, Santos MS. *Cerâmicas Odontológicas- Conceitos e Técnicas Inter-relação Cirurgião Dentista/Técnico em Prótese Dentária*. São Paulo: Ed. Santos; 2005.

Phillips RW. *Skinner's science of dental materials*. 10th ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1996. Cap. 26.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999; 20:1-25.

Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*. 2005; 30: 382-388.

Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different All Ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2004; 92(5): 491-5.

Probster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1992; 5(5): 409-414.

Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, *et al*. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*. 2006; 96(4): 237-44.

Reeves GW, Fitchie JG, Hembree JH Jr, Puckett AD. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper Dent*. 1995; 20(6): 230-35.

Reges RV. Avaliação da resistência à fratura e à fadiga, a seco e em água, da cerâmica In Ceram fixadas com agentes de cimentação [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. J Prosthet Dent. 2008; 99: 369-376.

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; 22(2): 176-82.

Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: Properties. Dent Update. 1995; 22(10): 429-432.

Silva LLB. Estudo comparativo da adaptação entre copings metálicos e de alumina, no sistema In-Ceram, antes e após a cimentação. [Dissertação]. Piracicaba. UNICAMP/FOP; 2007.

Snyder MD, Hogg KD. Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. J Contemporary Dental Practice. 2005; 6(4): 1-6.

Sobrinho LC, Consani S, Knowles JC. Effect of convergence angle and luting agent on the fracture strength of In Ceram crowns. J Mater Sci Mater Med. 1999; 10(8): 493-96.

Sobrinho^a LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three All Ceramic crown systems. Int J Prosthodont. 1998; 11(3): 255-62.

Sobrinho^b LC, Cattell MJ, Knowles JC. Fracture strength of all-ceramic crowns. J Mater Sci Mater Med. 1998; 9(10):555-9.

Souza GMD. Avaliação da resistência de união entre uma cerâmica de alto conteúdo cristalino – zircônia – e dois cimentos resinosos, após diferentes tratamentos de superfície [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.

Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont*. 2003; 16(3): 277-82.

Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different All Ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*. 1998; 11(6): 602-09.

Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater*. 2007; 23(1): 115-23.

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

Van Vlack L, Lawrence W. Elements of materials science and engineering. 6th ed. Reading : Addison Wesley, 1989. Cap. 14, p.501-550. Apud Caldas DBM. Avaliação da resistência à fratura e à fadiga a seco e em água destilada de sistemas cerâmicos fixados com cimentos [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Steyern PVV, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil*. 2006 Sep; 33(9): 682-9.

Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera All Ceram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Den*. 2003; 89(2): 154-60.

White SN. Mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Dent Mater.* 1993; 9(4): 260-264.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(2): 105-116.

Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater.* 2007; 23: 45-50.

Yoshida K, Yamashita M, Atsuta M. Zirconate coupling agent for bonding resin luting cement to pure zirconium. *Am J Dent.* 2004; 17(4): 249-52.

Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Journal Prosthodontics.* 1994; 7(4): 329-338.

Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004; 71: 381-386.

APÊNDICE

Análise de variância

The GLM Procedure

Dependent Variable: t_resist Log(Resistência)

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
cimento	3	0.33779972	0.11259991	6.23	0.0010
Error	56	1.01221413	0.01807525		
Corrected Total	59	1.35001386			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	t_resist Mean
0.250219	2.738373	0.134444	4.909640

Teste para comparações múltiplas de média

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for t_resist

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher

Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	56
Error Mean Square	0.018075
Critical Value of Studentized Range	3.74468
Minimum Significant Difference	0.13

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	cimento
A	4.98815	15	Fosfato de zinco
A			
A	4.95008	15	Ionômero de vidro
A			
B	4.91200	15	Resinoso
B			
B	4.78833	15	Ionômero de vidro modificado

Estatísticas Básicas

Analysis Variable : resist Resistência (Kgf)

Cimento	N Obs	Mean	Std Dev	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
Fosfato de zinco	15	147.707	18.592	158.003	137.411
Resinoso	15	138.493	27.834	153.907	123.080
Ionômero de vidro	15	141.727	12.938	148.892	134.562
Ionômero de vidro modificado	15	120.600	11.446	126.938	114.262