



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Monografia de Final de Curso

Aluno(a): **LUCIANA MARA SOARES**



Ano de Conclusão do Curso: 2003

TCC 014

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

LUCIANA MARA SOARES

**EFEITO DA RESISTÊNCIA À FRATURA E FADIGA DAS
CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS À BASE DE ALUMINA,
DISILICATO DE LÍTIO E LEUCITA, EM ÁGUA DESTILADA E A
SECO, FIXADAS COM DIFERENTES CIMENTOS**

Monografia apresentada ao Curso de
Graduação em Odontologia, da
Faculdade de Odontologia de
Piracicaba, da Universidade Estadual
de Campinas.

**PIRACICABA – SP
2003**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
BIBLIOTECA**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

LUCIANA MARA SOARES

**EFEITO DA RESISTÊNCIA À FRATURA E FADIGA DAS
CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS À BASE DE ALUMINA,
DISILICATO DE LÍTIO E LEUCITA, EM ÁGUA DESTILADA E A
SECO, FIXADAS COM DIFERENTES CIMENTOS**

**Orientador: Prof. Dr. LOURENÇO CORRER SOBRINHO – Área
Materiais Dentários FOP/UNICAMP**

Monografia apresentada ao Curso de
Graduação em Odontologia, da
Faculdade de Odontologia de
Piracicaba, da Universidade Estadual
de Campinas.

**PIRACICABA – SP
2003**

SUMÁRIO

RESUMO	02
ABSTRACT	03
1 – INTRODUÇÃO	04
2 – REVISÃO DA LITERATURA	08
3 – PROPOSIÇÃO	76
4 – DISCUSSÃO	77
5 – CONCLUSÃO	86
REFERÊNCIAS	87

RESUMO

Atualmente, a Odontologia requer materiais odontológicos com excelente estética e propriedades mecânicas satisfatórias. A cerâmica odontológica apresenta-se como um material para esta finalidade. Assim, esta monografia, procurou analisar o efeito da resistência à fratura e fadiga das cerâmicas odontológicas à base de alumina, di-silicato de lítio e leucita, em água destilada e a seco, fixadas com diferentes cimentos. Após discussão dos resultados pode ser obtidas as seguintes conclusões: ficou evidente que as cerâmicas submetidas a ensaios mecânicos em meio úmido proporcionaram diminuição dos de resistência em relação as submetidas em meio seco. Além disso, ficou evidente que as cerâmicas a base de alumina e di-silicato de lítio apresentam resistência superior as cerâmicas a base de leucita

ABSTRACT

At present, the Odontology requires materials with excellent aesthetic and satisfied mechanic properties. The ceramics shows as a material for this purpose. Thus, this monograph, tried to analyse the effect of resistance to fracture and fatigue of the odontology ceramics made of alumina, lithium disilicate crystals and leucite in both wet and dry environments, fixed with different cements. After the discussion, the results can be gotten as the following conclusions: it was clear that the ceramics submitted to mechanic strength in a wet environment supply decreased of the resistance according to the supplied in a dry environment. Besides that, it was clear that ceramics based of alumina and lithium disilicate crystals showed high resistance to the ceramics based of leucite.

1 – INTRODUÇÃO

O uso rotineiro de cerâmicas odontológicas representa um novo desafio para a odontologia restauradora. Esses materiais são utilizados desde o século dezoito no restabelecimento da aparência e função bucal, considerando as excelentes propriedades mecânicas, estética, biocompatibilidade e coeficiente de expansão térmica próximo da estrutura dental (BORGES *et al.*, 2001). Entretanto, as cerâmicas são materiais frágeis que podem apresentar fraturas, devido aos esforços de tração, compressão ou falhas causadas por defeitos na superfície (LEONE e FAIRHURST, 1967; JONES, 1983; LUDWIG, 1991).

Entretanto, tais fatores podem ser clinicamente compensados, quando as coroas são confeccionadas com superfícies livres de defeitos e porosidades, espessuras adequadas em preparos projetados para não induzir danos à integridade dos dentes (PETTROW, 1961; McLEAN, 1991). Além disso, as fraturas podem ocorrer também por causa da forma anatômica da coroa e da complexidade do tipo de preparo (PETTROW, 1961; LEHMANN e HAMPSON, 1962; DOYLE *et al.*, 1990; FRIENDLANDER *et al.*, 1990; GREY *et al.*, 1993).

A técnica mais utilizada para reforçar as cerâmicas é a técnica da metalocerâmica, que devido a natureza frágil das cerâmicas, faz-se necessário uni-las a estrutura metálica, para obter resistência frente aos esforços mastigatórios a que são submetidas na cavidade bucal. Entretanto, as mais importantes limitações impostas a esse sistema são o fator estético e a oxidação, resultantes da queima durante a fundição, reduzindo com isso a sua compatibilidade tecidual (LUDWIG, 1991).

Alguns métodos com o intuito de substituir as metalocerâmicas foram propostos, como o sistema Dicor, Optec-HSP, IPS Empress 1 e 2, Cegogold, Procera, Vision Estétic, Cercom e In Ceram (JONES, 1985; SEGHI *et al.*, 1990; DONG *et al.*, 1992; PANZERA, 1997; STRUB e BESSCHNIDT, 1998, OH *et al.*, 2000), com a finalidade de eliminar o metal e melhorar as qualidades estéticas sem diminuir as propriedades mecânicas.

Esses sistemas oferecem estéticas superiores, quando comparados com as restaurações metalocerâmicas. Entretanto, as restaurações são frágeis e também necessitam ser unidas à estrutura dental com cimentos. A união entre a cerâmicas e a estrutura dental 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.

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 a promover retenções micromecânicas. 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 são transmitidos para a estrutura do dente subjacente para diminuir a chance de fratura da restauração (LUO *et al.*, 2001).

Já a técnica de fixação convencional consiste no emprego do cimento de ionômero de vidro ou fosfato de zinco, sendo mais simples e menos crítica em relação à técnica adesiva com resina composta.

As cerâmicas reforçadas pela incorporação de alta porcentagem de fase cristalina podem ser fixadas pelas duas técnicas. Entretanto, devido a diferentes composições das cerâmicas, nem sempre os tratamentos de superfície internos são meios efetivos para promover união entre as cerâmicas e o material de fixação quando empregado a técnica adesiva (KERN e THOMPSON, 1994; AWLIYA *et al.*, 1998; LUO *et al.*, 2001).

Apesar de todo o desenvolvimento e o aprimoramento efetuados 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). Estudos sobre a fadiga das restaurações metalocerâmicas e de outros sistemas têm sido descritos e diferentes fatores têm sido considerados responsáveis pela limitada durabilidade das coroas totais não metalocerâmicas. Alguns fatores podem provocar fratura da cerâmica no meio bucal; como por exemplo, microdefeitos na estrutura do material, desenho impróprio do preparo, cargas de impacto e fadiga. A carga atuando continuamente sobre a estrutura promove união das falhas formando longas fissuras que provocam a fratura das restaurações por fadiga (ASTM, 1979; WISKOTT *et al.*, 1995). Estima-se que 90% de todas as falhas mecânicas são provocadas por fadiga (ANDERSON *et al.*, 1990).

As cerâmicas são materiais que tem limitada resistência à tração e estão sujeitas ao fracasso com o tempo. Isso é atribuído a presença de microdefeitos dentro do material e degradação em meio aquoso, resultando falhas por estresse de corrosão (YOSHINARI e DERAND, 1994). Alguns estudos têm mostrado diminuição

da resistência quando a cerâmica é ensaiada em água em comparação com o meio seco (MEYERS *et al.*, 1994; SOBRINHO *et al.*, 1998 e 1999).

Assim parece interessante avaliar a resistência à fratura e fadiga dos sistemas cerâmicos IPS Empress 2, Cergogold e In Ceram em meio seco e úmido fixadas com diferentes agentes de cimentação.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

Da bibliografia colocada ao nosso alcance, fazemos as citações que nos pareceram de maior relevância para a colocação do assunto.

Segundo **PETTROW**, em 1961, a forma do preparo utilizado para as coroas de cerâmica era essencial na manutenção das propriedades mecânicas. Os preparos eram geralmente baseados em quatro faces (labial, lingual, mesial e distal) da superfície do dente e essas faces convergiam axialmente em direção ao ângulo. Os dois tipos de fratura considerados nas coroas de cerâmica eram inicial e funcional. A fratura inicial ocorria durante um ajuste clínico preliminar ou na cimentação da coroa. Essas fraturas eram diagnosticadas como resultado de pressões internas causadas por discrepâncias na impressão, no modelo ou pela técnica de cimentação. A fratura funcional ocorria após um determinado período de uso. A forma anatômica das coroas também tinha grande influência na fratura das coroas. Fraturas nas coroas ocorriam em função de linhas finas em alguns pontos ao longo da depressão angular. O arredondamento dos ângulos produzia um volume maior na coroa e eliminava linhas específicas de clivagem. Portanto, a tensão era distribuída sobre a espessura maior, conseqüentemente, aumentando a resistência à fratura. Outro fator responsável pela fratura das cerâmicas era a porosidade, a qual podia ser classificada em duas categorias: normal e excessiva. Porosidade normal ocorria durante o processo de condensação e queima da cerâmica. Uma condensação manual inadequada, contaminação e queima eram as principais causas de porosidades excessivas (bolhas). As porosidades afetavam a resistência da cerâmica

criando zonas de concentrações de tensões e de baixa resistência à fratura. Porosidade excessiva afetava a resistência da cerâmica mais do que o tipo normal. A borda quebrada ocasionalmente exibia poros em grandes quantidades, os quais presumivelmente eram um fator significativo no fracasso da estrutura.

LEHMAN e HAMPSON, em 1962, relataram a importância do tipo de preparo dos dentes, a fim de proporcionar maior resistência às coroas de cerâmica. A necessidade de preparar o dente de forma adequada era muito importante para a cerâmica, que tinha boa resistência à compressão e baixa à tração. Informaram também os detalhes que os dentistas ignoravam, quando pouca atenção era dada ao nível do término do ombro. Os autores esperavam que se evitassem os desgastes indiscriminados das estruturas dos dentes, porém, permitindo uma adequada adaptação da cerâmica.

Em 1965, **Mc LEAN** estudou vários métodos para reforçar as porcelanas dentais e os vidros de baixa fusão. O objetivo deste estudo foi desenvolver novas cerâmicas e novas técnicas de aplicação que pudessem melhorar as propriedades mecânicas e resistência à fratura. Alumina foi considerada como sendo a mais viável cerâmica para esta proposta. Os resultados dos ensaios mecânicos e clínicos com o sistema de vidro de duas fases, onde se utilizou cristais de alumina como a fase de reforço, mostra que a alumina apresenta resistência à flexão transversal comparada as porcelanas convencionais. Observou-se que a adição de cristais no vidro com coeficiente de expansão térmica similar ao vidro pode ser considerado um sistema de deformação constante e as tensão suportadas por cada fase deve ser proporcional a

sua elasticidade. Neste sistema a propagação de trinca através do espécime tem obrigatoriamente que passar pela matriz e pela carga. Por outro lado, quando existe diferença no coeficiente de expansão térmica entre a carga e a matriz, uma trinca não consegue passar pela carga, tendo assim que contorná-la necessitando de maior energia para propagação.

Segundo **NIELSEN**, em 1966, a fadiga é um tipo de falha considerada importante para certos tipos de restaurações dentais sujeitas a pequenas alterações de forças durante o processo mastigatório. Embora os fracassos não sejam muito freqüentes, alguns tipos de restaurações falham totalmente como resultado da fadiga, sem qualquer outro tipo de causa.

LEONE e FAIRHURST, em 1967, realizaram um estudo para verificar o efeito do agente de união e da atmosfera de queima na resistência de união das cerâmicas, determinando as propriedades de tração e compressão do metal após certos tratamentos de queima. Para o teste de resistência à compressão e tração foram utilizadas amostras cilíndricas, confeccionadas adaptando-se a cerâmica sobre um fio posicionado dentro de um injetor T.D. 1925A. Uma pressão de 40 kg foi usada para obter uma condensação uniforme das amostras antes da queima. Os testes de compressão e tração foram realizados numa máquina Riehle, com velocidade de 0,05 polegadas/minuto. Os fios metálicos Ceramco nº 1 foram submetidos a vários tratamentos de aquecimento e ao teste de tração. Observaram que a queima em atmosfera com nitrogênio produzia uma superfície de cor marrom sobre o fio. Para determinar se existia qualquer efeito nas propriedades dos fios, diversas amostras

foram seccionadas e preparadas para fotomicrografias, determinando o efeito do tratamento de aquecimento sobre a estrutura do grão. Os autores concluíram que as cerâmicas podiam apresentar fraturas internas quando submetidas a esforço de tração e compressão. A resistência de união variava com diferentes combinações da cerâmica e liga, enquanto a resistência de união da cerâmica às ligas de ouro aumentava significativamente na presença de oxigênio. Valores mínimos de resistência à tração foram obtidos nas amostras, aquecidas a 982° C, por 15 minutos e resfriadas. Valores máximos foram obtidos nas amostras aquecidas a 982° C, resfriadas no ar e então reaquecidas por 15 minutos a 538° C e resfriadas novamente. O reaquecimento das restaurações a 538° C por 15 minutos proporcionou propriedades físicas máximas.

SHERRIL e O'BRIEN, em 1974, compararam a resistência transversa das cerâmicas de alumina com a feldspática e o efeito da superfície rugosa em meio úmido. Corpos-de-prova retangulares foram submetidos ao teste de resistência transversa de 3 pontos a uma velocidade de 0,05 cm/min. Metade dos corpos-de-prova foram submetidos ao teste em água. A medida da rugosidade superficial foi realizada através do aparelho Analyzer. Os resultados mostraram que não houve diferença entre os dois tipos de cerâmica alumínica e Feldspática. Com relação à resistência transversa, a cerâmica alumínica foi superior à feldspática. Os dois tipos de porcelana foram afetados quando o teste foi realizado em meio úmido. Corpos-de-prova testados em ambiente seco foram 27% mais resistentes do que aqueles imersos em água destilada.

SOUTHAN e JORGENSEN, em 1974, determinaram a fadiga estática de cerâmicas na presença de umidade e identificaram o limite de resistência. Trezentos discos com 2 mm de espessura por 10 mm de diâmetro foram confeccionados com a cerâmica Vita. Os corpos-de-prova foram submetidos a carga estática com 17,5 kgf por uma semana. A superfície da cerâmica também foi tratada quimicamente com nitrato de potássio para verificar se a mesma provocaria um aumento na resistência. O tratamento na superfície da cerâmica promoveu um aumento na resistência da cerâmica de 32,58 kgf em relação à não tratada de 20,98 kgf. Todos os corpos-de-prova submetidos a uma carga de 17,75 kgf falharam em uma semana. A carga de 12,5 kgf aplicada por uma semana sobre corpos-de-prova foi limite de resistência para o material. A capacidade da cerâmica dental de suportar uma carga estática em água diminuiu com o aumento da aplicação da carga. A fadiga estática sobre a cerâmica dental na presença de umidade, num determinado tempo, pode ser prejudicial para o material.

Em 1977, o **CONSELHO DE MATERIAIS DENTÁRIOS E EQUIPAMENTOS da Associação Dentária Americana** revisou as normas para testes de materiais elastoméricos não aquosos para moldagem. Dentre as condições de teste requeridas para tal classe de materiais, determinou-se que a temperatura e umidade relativa fossem $23,0 \pm 1,0^{\circ}\text{C}$ e $50 \pm 5\%$, respectivamente.

RILEY, em 1977, fez descrição do desenho e da espessura das restaurações em cerâmica. Segundo o autor, a estrutura metálica deve ser confeccionada para permitir uma saúde gengival boa e uma adequada espessura da cerâmica permitindo

melhor estética e adequada resistência à deformação. A espessura de uma peça torna-se muito importante, pois pequenas variações nas dimensões podem acarretar diminuição na resistência, ou seja, afetar a durabilidade da restauração no meio bucal.

OILO, em 1978, avaliou a adaptação de coroas fixadas com diferentes tipos de cimentos para esmalte, dentina e material restaurador. Coroas metálicas foram fixadas nos dentes com cada tipo de cimento (fosfato de zinco, poliacarboxilato, EBA e resina composta). Após a fixação o conjunto foi armazenado por 24 horas a 100% de umidade relativa. Decorrido esse tempo o conjunto foi cortado no sentido perpendicular e lixado com carbeta de silício (400 e 600) e polido com óxido de alumínio (0,05 μm). Réplicas das superfícies polidas foram confeccionadas usando silicone (Xantopren) e analisadas em um stereo microscópio e posteriormente em MEV. De acordo com os resultados em MEV, fendas ocorreram em todos os corpos-de-prova cimento/interface-dente e cimento/interface-dente-liga ou ambos. O cimento resinoso apresentou fendas somente na interface dente/cimento. O fosfato de zinco e o EBA apresentaram fendas nas duas interfaces. O cimento de poliacarboxilato foi o cimento que mostrou boa adaptação ao esmalte e dentina deixando espaço na interface liga/cimento. Além disso, os agentes de cimentação apresentam baixas propriedades de umedecimento e, após a presa, eles podem contrair e ser removidos da restauração e do dente através da interface, dente/restauração, principalmente quando estão imersos em ambiente úmido.

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

JONES, em 1983, relatou que as coroas de cerâmica sofriam fadiga estática, devido à tensão dependente da reação entre o vapor de água e o defeito na superfície das coroas de cerâmica. Isso provocava um aumento dos defeitos, seguido por propagação de falhas espontâneas. Por essa razão, as fraturas podiam ocorrer com níveis de carga oclusal baixos. Isto podia explicar porque pacientes reclamavam que suas coroas fraturavam quando somente estavam comendo pão.

MICHALSKE e FREIMAN, em 1983, relataram que a degradação da cerâmica em meio aquoso pode ser causada pela tensão de corrosão, envolvendo o crescimento de pequenas falhas já existentes dentro da cerâmica.

DE LONG et al., em 1984, avaliaram a corrosão por fadiga na união entre ligas de Ni-Cr e cerâmica. Foram utilizadas 4 ligas de Ni-Cr e 1 ouro paládio. Um total de 130 corpos-de-prova foram confeccionados para os 5 tipos de ligas. Corpos-de-prova com 10 mm de diâmetro externo foram confeccionados no centro de uma barra com as ligas com 3,2 mm de diâmetro por 45 mm de comprimento. Os corpos-de-prova foram submetidos a 4 diferentes tipos de teste: corrosão- fadiga, corrosão, fadiga e

controle. Todos os corpos-de-prova, com exceção do grupo controle, foram imersos em saliva artificial circulante a 37°C. Corpos-de-prova utilizados somente para o teste de fadiga foram imersos em água destilada. A corrosão foi acelerada por uma potência de 500 mV para o teste de corrosão de fadiga. Os corpos-de-prova para o teste de fadiga foram submetidos a uma força variando entre 5 e 45 libras com 200 Hz para 10⁶ ciclos. Após os ensaios, os autores emitiram as seguintes conclusões: 1 – nenhuma diferença estatística foi encontrada entre o grupo controle, corrosão, fadiga somente e corrosão-fadiga; 2 - o teste corrosão-fadiga não afetou a união da cerâmica-metal sob as condições presentes neste estudo; 3 – nenhuma diferença estatística foi encontrada nas cerâmicas submetidas à fadiga (seco) e em (saliva artificial).

PHILP e BRUKL, em 1984, compararam a resistência à compressão de coroas de cerâmica alumínica, coroas com folha de platina e coroas Cerestone, fixadas em troquéis de policarboxilato (Drefw Plastic), com a forma de tronco de cone, com diâmetros de 5,1 mm na base menor e 8,1 mm na base maior e uma altura de 7 mm, mantendo uma angulagem de 2,5°. Em seguida, os moldes dos troquéis foram preenchidos com resina epóxica (Coors Biomedical) para a Cerestone e revestimento (Unitek) para as coroas alumínica e folha de platina. Para os modelos Cerestone foi aplicada uma camada de separador Tefron e para as outras coroas foi aplicada uma folha de platina. Uma camada uniforme de material para o coping de cerâmica foi obtida com um dispositivo que consistia de uma lâmina de aço adaptada em uma base de aço, onde o troquéis era posicionado numa base rotatória, de modo que o mesmo girava ao redor da lâmina permitindo esculpir os corpos-de-prova com

espessuras uniformes. Inicialmente foi utilizada uma lâmina com espessura uniforme para o coping de 0,5 mm e realizava-se a queima num forno. Posteriormente, uma segunda lâmina, a qual proporcionava uma escultura da coroa com espessura de parede axial de 1,0 mm e a queima foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante. Após a confecção, os corpos-de-prova foram fixados nos troquéis de poliacrilato com cimento de fosfato de zinco (Mizzy) de acordo com a especificação nº 8 da A.D.A. Inicialmente, uma pressão digital foi realizada, e imediatamente uma carga de 5 Kg foi aplicada por 10 minutos. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em água à temperatura ambiente por 48 horas. Decorridas 48 horas, os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de compressão utilizando uma máquina de ensaio universal Instron a uma velocidade de 1 mm/min., equipada com uma ponta esférica de 12,7 mm de diâmetro. Os autores concluíram que as coroas Cerestone apresentaram alta resistência à compressão, mas não eram estatisticamente diferentes das coroas convencionais; as coroas com folha de platina apresentaram menor resistência do que as Cerestone e convencional; e a espessura de parede padronizada neste estudo não afetou significativamente a carga de fratura das coroas de cerâmicas.

JONES, em 1985, fez um relato do desenvolvimento das cerâmicas dentais. Algumas das mais importantes datas cronológicas do desenvolvimento das cerâmicas dentais foram mencionadas no trabalho, como o desenvolvimento de dentes artificiais de cerâmicas, coroas metalocerâmicas confeccionadas com ligas de ouro e folha de platina. A cerâmica dental começou a ser utilizada de uma forma mais freqüente entre os anos 50 e 60, devido ao desenvolvimento do preparo do dente usando

instrumentos de alta rotação, combinado com a introdução de novos materiais de moldagem. Isso proporcionou um aumento no uso da cerâmica dental como material restaurador. O autor relatou que o desenvolvimento das cerâmicas continuaria nos anos oitenta com a introdução de novas cerâmicas de baixa fusão e de vidro.

HONDRUM, em 1988, avaliou a resistência à fratura de coroas confeccionadas com "coping" de óxido de magnésio e óxido de alumínio. Foi utilizado um troquel metálico de aço inoxidável simulando 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 poliissulfeto (Permlastic) e vazados com revestimento (Silky-Rock) de alta resistência. Uma folha de platina com 0,001" (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. Após a confecção, todas as coroas foram medidas em quatro diferentes pontos laterais e na oclusal, para verificar se elas apresentavam as mesmas medidas. Posteriormente, as coroas foram fixadas sobre os troquéis de resina epoxi com o cimento de fosfato de zinco (Modern Tenacin, Dentsply) utilizando um pressão de 5 Kg , por 10 minutos. Decorrido esse tempo, a carga foi removida e

o corpo-de-prova foi mantido por mais 10 minutos em temperatura ambiente, sendo em seguida colocado em água à temperatura ambiente, por 24 horas. Posteriormente, as coroas foram submetidas a uma carga de compressão na superfície oclusal a 2 mm da parede axial externa, em uma máquina de ensaio universal Instron (Model TT, BM) equipada com uma ponta triangular, a uma velocidade de 1 mm/min. até a ruptura dos corpos-de-prova. 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. Além disso, segundo o autor, a inability de preencher completamente o espaço entre a coroa e o dente se constitui num 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.

HONDRUM e O'BRIEN, em 1988, verificaram se os dados MOR poderiam ser extrapolados para a resistência das coroas dentais e se o magnésio poderia ser utilizado como corpo das restaurações de cerâmica dental. Corpos-de-prova foram construídos sobre um troquel metálico. As coroas de alumina e magnésio foram construídas usando técnicas diferentes. Em dois grupos de coroas, a folha de platina foi removida da matriz; em dois grupos a folha permaneceu e em dois grupos a superfície interna do corpo foi glazeada após a remoção da folha. Após a confecção, as medidas dos corpos-de-prova foram verificadas utilizando um micrômetro e, em seguida, submetidas ao teste de fratura diametral utilizando uma máquina de ensaio

universal Instron (modelo TT - BM, Mass) a uma velocidade de 1 mm/min. até a fratura dos corpos-de-prova. Os autores emitiram as seguintes conclusões: quando ensaiadas diametralmente, as coroas construídas com óxido de magnésio foram 50% mais resistentes à fratura do que as coroas de cerâmica convencional com corpo de alumina ou magnésio, e 45% mais resistentes à fratura do que as coroas com folha de platina. A maior resistência das coroas de magnésio glazeadas internamente se deve à teoria de que a porosidade da coroa de magnésio permite que ocorra a penetração do glaze. O glaze então reage com o corpo do material para uma adicional cristalização. A diferença entre o corpo de magnésio e alumina parece ser a porosidade do material e a habilidade do magnésio em absorver o glaze artificial, pois caso contrário, a resistência seria pequena.

Segundo **VAN VLACK & LAWRENCE** em 1989, fadiga é uma fratura retardada resultante de um longo período de serviço. 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. Mesmo assim, um meio-ambiente que contenha vapor d'água pode causar corrosão de cerâmicas que estejam sobre a ação de fadiga, levando-as a uma fratura.

Segundo **ANDERSON *et al.***, em 1990, aproximadamente 90% de todos os fracassos mecânicos são causados por fadiga. A fadiga é um modo de fratura que ocorre nos materiais após serem submetidos a repetidas cargas. As falhas por fadiga são iniciadas por falhas microscópicas que se desenvolvem em áreas onde ocorrerem concentrações de tensões ou ao redor dessa área. Com o passar do tempo essas falhas tomam um tamanho crítico e falhas catastróficas ocorrem no material.

DOYLE et al., em 1990, compararam o efeito de diferentes formas de preparos na resistência à fratura da cerâmica Dicor. Seis pré-molares foram preparados da seguinte forma: Grupo 7 - ângulo de convergência 15°, com 1,2 mm de chanfro; Grupo 8 - ângulo de convergência 15°, ombro com 1,2 mm reto no ângulo axiogengival; Grupo 9 - ângulo de convergência 15°, com 0,8 mm de chanfro; Grupo 10 - ângulo de convergência 5°, ombro com 1,2 mm reto no ângulo axiogengival; Grupo 11 - ângulo de convergência 5°, com 1,2 mm de chanfro; Grupo 12 - ângulo de convergência 5°, com 1,2 mm de chanfro; metalocerâmica com ângulo de convergência de 5°, ombro 1,2 mm e com chanfros proximal e lingual de 0,8 mm; todos os grupos foram submetidos a uma redução oclusal de 2 mm. Os preparos foram realizados em metal. Dez coroas totais Dicor foram preparadas para cada tipo de preparo e doze coroas totais foram preparadas em metalocerâmicas (controle). Cada coroa foi fixada no troquéel de metal com cimento de fosfato de zinco e armazenada, por 24 horas a 37° C, em um umidificador. Uma carga oclusal utilizando uma barra com uma esfera de aço com 1/8" de diâmetro foi aplicada sobre as amostras em uma máquina Instron (Instron Model 1123, Mass) a uma velocidade de 0,5 mm/min. até ocorrer à fratura de cada amostra. Os autores emitiram as seguintes conclusões: os grupos 10, 11 e 12 com ângulo de convergência 5° apresentaram respectivamente resultados de 51,96 Kg; 48,43 Kg e 42,76 Kg, significativamente menores do que dos grupos 7, 8 e 9, com ângulo de convergência 15° (54,07 Kg; 53,02 Kg e 56,20 Kg); as coroas metalocerâmicas apresentaram resultados significativamente maiores (247,45 Kg) do que todas as coroas Dicor, sendo que o maior valor de resistência foi de 56,2 Kg para o grupo 9. Os autores relataram que a

complexidade do tipo de preparo podia proporcionar diferentes tipos de fraturas nas coroas totais de cerâmica.

FLIENDLANDER *et al.*, em 1990, compararam diferentes tipos de preparos confeccionados em pré-molares superiores e seus efeitos com relação à resistência das coroas totais Dicor e metalocerâmica. Sete pré-molares foram preparados da seguinte forma: grupo I - ângulo de convergência 20°, ombro com 1,2 mm arredondado no ângulo axiogengival; grupo II - ângulo de convergência 20°, ombro com 1,2 mm reto no ângulo axiogengival; grupo III - semelhante ao grupo I, somente com ângulo de convergência de 10°; grupo IV - semelhante ao grupo II, somente com ângulo de convergência de 10°; grupo V - ângulo de convergência 10°, com chanfro de 0,8 mm; metalocerâmica com ângulo de convergência de 5°, ombro 1,2 mm e com chanfros proximal e lingual de 0,8 mm; todos os grupos foram submetidos a uma redução oclusal de 2 mm. Os preparos foram realizados em metal. Doze coroas totais Dicor foram preparadas para cada tipo de preparo e doze coroas totais foram preparadas em metalocerâmicas. Cada coroa foi fixada no troquel de metal com cimento de fosfato de zinco e armazenada, por 24 horas a 37°C, em um umidificador antes dos testes. Uma carga oclusal utilizando uma barra com uma esfera de aço com 1/8" de diâmetro foi aplicada sobre os corpos-de-prova em uma máquina instron (Instron Model 1123, Mass) a uma velocidade de 0,5 mm/min. até ocorrer a fratura de cada corpo-de-prova. Os autores emitiram as seguintes conclusões: os dentes preparados com ombro de 1,2 mm reto, e 10° de oclusal total de convergência proporcionaram maior resistência para as coroas Dicor (88,6 Kg). A menor resistência foi encontrada com 0,8 mm de chanfro (66,8 Kg). As restaurações metalocerâmicas

foram significativamente mais resistentes (247,45 Kg) do que as coroas Dicor de (88,6 Kg). O grupo I apresentou 79,50 Kg; grupo II - 75,30 Kg; grupo III - 73,50 Kg; grupo IV - 88,60 Kg; grupo V - 70,55 Kg; grupo VI - 66,85 Kg e metalocerâmica 247,45 Kg. Os autores relataram que a complexidade do tipo de preparo podia proporcionar diferentes tipos de fraturas nas coroas totais de cerâmica.

KELLY et al., em 1990, estudaram as falhas clínicas ocorridas em coroas totais (Dicor e Cerestone) através da fratura. Foram avaliadas sete coroas totais que apresentaram fracassos clínicos num período de 1 a 3 anos e cinco que apresentaram falhas durante a prova. Essas coroas foram limpas ultrassonicamente e desionizadas com água e acetona. Em seguida, foram observadas em microscopia eletrônica de varredura (SEM). Após análise das fotomicrografias os autores emitiram as seguintes conclusões. 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, indicando que esta superfície foi colocada sob maior tensão de tração, 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 ou subsuperficial, originadas durante a fundição. Fracassos causados por defeitos na cerâmica Cerestone pareciam ser devido à porosidade introduzida durante a construção das coroas ou defeito microestrutural associado com a alta resistência do corpo do material.

SEGHI et al., em 1990, realizaram um estudo comparando o módulo de ruptura (MOR) de vários tipos de materiais para coroas de cerâmica. Onze grupos de corpos-de-prova foram construídos para cada tipo de cerâmica, a seguir: I - Cerinate; II - Ceramco II; III - Crystar; IV - VMK 68; V - Vitadur N- corpo; VI - Vitadur - dentina; VII - Mirage; VIII - Optec; IX - Dicor; X - Hi Ceram; e, XI - In Ceram, modificando-se o padrão original ISO para cerâmica. Após a confecção, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste flexural de três pontos em uma máquina para teste Universal. Após os testes, as cargas de fratura foram determinadas e o MOR calculado (MPa) para cada grupo, como sendo: I - 93,6 (12,8); II - 60,8 (5,2); III - 70 (7,6); IV - 65,5 (5,2); V - 24,8 (12,7); VI - 63,1 (9,6); VII - 70,3 (8,7); VIII - 105,3 (11,2); IX - 124,7 (18,7); X - 141,5 (18,7); e, XI - 446,4 (63,9). Os autores concluíram que a cerâmica In Ceram apresentava módulo de ruptura (MOR) significativamente maior que os outros materiais.

Segundo **LUDWIG**, em 1991, quando as cerâmicas eram submetidas a forças de tração, compressão e cisalhamento podiam ocorrer fraturas em função de defeitos microscópicos na superfície. A resistência da cerâmica tinha melhorado com o desenvolvimento de metalocerâmicas, porém algumas limitações eram impostas a este sistema. Um dos principais fatores era o estético, e a oxidação ou corrosão, resultantes da queima da liga durante a fundição, reduziam a sua compatibilidade tecidual. Nos últimos anos, um grande número de cerâmicas, como, por exemplo, Dicor e IPS-Empress, foi introduzido no mercado com bons resultados estéticos e melhoras nas propriedades mecânicas. Cristais de mica (Dicor) e leucita 24% em volume para a cerâmica (IPS-Empress) aumentaram a resistência mecânica dos

materiais cerâmicos, bem como a opacidade. Em função disso, o autor desenvolveu um estudo avaliando a resistência à fratura de três tipos de coroas anteriores (coroa de jaqueta, Dicor e IPS Empress). Foi utilizado um troquéel de aço inoxidável com a forma de um incisivo central, num dispositivo que permitia a confecção de coroas em cera, com idêntica forma e espessura para as coroas Dicor e IPS Empress, enquanto as coroas de jaqueta foram confeccionadas usando técnica convencional, de acordo com as recomendações do fabricante. A espessura das coroas foi verificada em 5 pontos definidos, usando um paquímetro com 0,01 mm de precisão. Após a confecção, as coroas de jaqueta e Dicor foram fixadas no troquel de aço com cimento de fosfato de zinco e o IPS Empress com Ivoclar Dual Cement. A resistência das coroas à fratura foi avaliada usando o aparelho hidráulico controlado eletronicamente. Seis corpos-de-prova de cada porcelana foram submetidos a uma carga de compressão com o troquel posicionado verticalmente ao plano horizontal. Os outros seis corpos-de-prova foram submetidos com o troquel inclinado a 30° em relação ao plano. Os resultados mostraram que, para os corpos-de-prova inclinados a 30°, a maior medida foi obtida com o sistema IPS Empress (335 N), seguido pela Dicor (253,7 N) e coroa de jaqueta (179,5 N). Com o troquel posicionado verticalmente ao plano horizontal, o maior valor foi também obtido com o sistema IPS Empress (2180N), seguido pela Dicor (1583N) e coroa de jaqueta (545N). Com base nesses resultados, o autor concluiu que o sistema IPS Empress apresentava alta resistência à fratura para ambos os testes quando comparado com a Dicor e coroa de jaqueta.

McLEAN, em 1991, fez um relato sobre a ciência e a arte das cerâmicas dentais. As cerâmicas eram um grupo de materiais que apresentavam resistência à

corrosão, abrasão e ácidos fortes, propriedades já observadas no século 18. Hoje, as novas cerâmicas estão sendo indicadas em substituição às restaurações metalocerâmicas. Entretanto, esses materiais ainda têm suas limitações, como precisão, baixos resistência à fratura por tração, dificuldade em se obter uma 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 do que o esmalte dental e podem causar um desgaste excessivo durante a mastigação, e também, elas são frágeis quando comparadas as ligas de ouro. A alta resistência à fratura do metal não é dependente da superfície como é a cerâmica. Diversas pesquisas foram realizadas verificando a integridade da superfície e mostraram que a resistência e a longividude das restaurações eram dependentes 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.

ANUSAVICE, em 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. Além disso, relatou que as cerâmicas são utilizadas rotineiramente para restaurar dentes cariados ou fraturados devido a sua excelente estética. A degradação das cerâmicas no ambiente oral geralmente ocorre pela ação de forças mecânicas e químicas ou uma combinação de ambas. Relata que a durabilidade é a principal propriedade requerida para as cerâmicas de uso bucal, sendo durabilidade a resistência dos vidros ao ataque da água ou soluções aquosas. O primeiro estágio da corrosão do vidro é por troca de íons, ou seja, troca dos íons alcalinos do vidro pelos íons de hidrogênio da água. Este mecanismo é controlado pela difusão dos íons hidrogênio. Ainda pode haver uma difusão de moléculas de água que reagem com oxigênios que não estejam formando ponte, gerando assim, íons de hidroxila que por difusão são removidas da cerâmica juntamente com os íons alcalinos mantendo a neutralidade elétrica da cerâmica. Além disso, a corrosão de uma cerâmica ocorre mais facilmente na sua fase vítrea do que na sua fase cristalina. Ainda, segundo o autor, a diminuição da durabilidade das cerâmicas pela presença de íons alcalinos pode ser compensada pela adição de modificadores bivalentes de rede como Cálcio, magnésio, estrôncio, zinco e bário. A Zircônia e a alumina também são acrescentadas, pois são consideradas agentes efetivos na redução da degradação química dos vidros. O autor ainda comentou que existe uma grande preocupação com a degradação das cerâmicas que contem lítio. O lítio é utilizado no tratamento de maníacos depressivos

onde doses baixas de 1.0 mmol/L são utilizadas como tratamento. Segundo o autor nos estágios iniciais de corrosão de uma cerâmica de vidro de $\text{Li}_2\text{O}-2\text{SiO}_2$ em um ambiente aquoso neutro o lítio pode ser lixiviado seletivamente de uma matriz vítrea pela ação de íons hidrogênio ou moléculas de água.

ANUSAVICE e HOJJATIE, em 1992, analisaram o efeito da posição da carga, espessura oclusal da cerâmica e falhas, módulo de elasticidade do cimento e vazios na camada do cimento sobre a tensão de stress desenvolvida em coroas confeccionadas com cerâmicas de vidro quando cargas são aplicadas. Dois tipos de modelos para coroas cerâmicas foram desenvolvidos: modelo I com raio de 0,45 mm para o ângulo da cúspide do dente e modelo II com 0,90 mm. A espessura para as coroas Dicor variou de 0,5 a 1,5 mm, e a camada de cimento foi padronizada em 0,05 mm. Uma força com carga de 600 N foi aplicada diretamente sobre a cúspide ou perpendicularmente à superfície oclusal das coroas fixadas com o cimento resinoso e fosfato de zinco. Para determinar falhas na cerâmica e vazios no cimento durante o stress, um espaço cônico com 0,05 mm de diâmetro por 0,05 mm e um entalhe circular a 1,3 mm da região central foi efetuado no modelo. Um espaço confinado dentro da região oclusal da camada de cimento foi incluído em alguns casos. Para a cerâmica com 0,5 mm de espessura e uma carga vertical aplicada a uma distância de 1,3 mm do vértice axial, a tensão máxima foi de 100 MPa para a coroa com falhas e vazios, 87 MPa para as coroas com nenhuma falha e vazio e 75 MPa para as coroas com falhas e vazios. Para a cerâmica com 1,5 mm de espessura com falhas e vazios a tensão de stress diminuiu para 22 MPa. Quando a carga de 600N se concentrou no centro da região oclusal, a tensão máxima na coroa com falhas e sem vazios foi

aumentada para 325 MPa. Para as condições analisadas neste estudo espaços grandes e falhas na região oclusal para as coroas com 0,5 mm de espessura deveriam ser evitadas. Essa espessura de 0,5 mm, a presença de defeitos largos e vazios nos cimentos ao longo da região oclusal na superfície interna da coroa para molares representam mecanismo em potencial para o fracasso. Segundo os autores, o aparente aumento na resistência à fratura de coroas fixadas com cimento resinoso com menor módulo de elasticidade do que o cimento de fosfato de zinco pode resultar em função de 3 fatores: 1 – redução do stress associado ao aumento do ângulo de curvatura das cúspides e falhas nas superfícies das cerâmicas pelo tratamento com o condicionamento ácido; 2 – redução do stress na curvatura das cúspides ou falhas pelo preenchimento dessas falhas com o silano e cimento resinoso; 3 – diminuição na resistência ao longo da superfície interna das coroas em função da química de união entre o cimento, coroa e preparo do dente. Além disso, a tensão concentrava-se na superfície interna dos corpos-de-prova que apresentavam falhas e vazios, enquanto a tensão na área maginal foi relativamente baixa e homogênea.

DONG et al., em 1992, realizaram um estudo para determinar se o tratamento de queima afetava a resistência flexural da cerâmica IPS-Empress (Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionadas coroas totais (anteriores e posteriores) e inlays. Após a confecção, os corpos-de-prova foram divididos em cinco grupos e comparados com o lingote da cerâmica enviado pelo fabricante, da seguinte forma: grupo 1 - lingote puro; 2 - lingote com pressão e queima; 3 - lingote com pressão e queima "veneer"; 4 - pressão normal de queima; 5 - simulando uma queima "veneer"; 6 - queima glaze e

“veneer”; 7 - queima cor e glaze; 8 - simulando queima “veneer”, cor e glaze. Em seguida, foram submetidos ao teste de resistência flexural. O teste de três pontos foi executado numa máquina de ensaio universal RM 50 (Schenck - trebel, Germany) a uma velocidade de 0,5 mm/min., obtendo os seguintes resultados: grupo 1 - 74 MPa; 2 - 91 MPa; 3 - 82 MPa; 4 - 126 MPa; 5 - 182 MPa; 6 - 175 MPa; 7 - 159 MPa; 8 - 171 MPa. Os autores emitiram as seguintes conclusões: a pressão de aquecimento sobre o lingote recebido do fabricante melhorou a resistência do material de 74 para 126 MPa; os tratamentos nas superfícies dos corpos-de-prova simulando queima (“veneer”, cor e glaze) aumentaram a resistência de 160 para 182 MPa; e o aquecimento na ausência de pressão não teve nenhum efeito sobre a resistência da cerâmica.

GORODOVSKY e ZIDAN, em 1992, avaliaram a resistência retentiva de coroas totais fundidas, fixadas com 5 agentes cimentantes, a preparos em molares extraídos. Os materiais utilizados para fixação foram os cimentos de fosfato de zinco Fleck's, de ionômero de vidro convencional Ketac Cem, resinoso Superbond com adesivo C & B. Foram também avaliadas a integridade marginal dos cimentos Fleck's, Ketac Cem e Comspan, através de microscopia eletrônica de varredura. Molares humanos, com retenções confeccionadas nas raízes, foram embutidos com resina acrílica em tubos de PVC. Os preparos padronizados para coroas totais foram confeccionados com instrumento de carboneto de tungstênio em um torno mecânico, sob refrigeração, e após o acabamento com discos de carbeto, ficaram com 8 ° de expulsividade, 4,5 mm de altura e 1 mm de chanfro. Após a moldagem dos preparos e a obtenção dos modelos de gesso, foram aplicadas 3 camadas do espaçador Tru

Fit sobre os mesmos, sendo os padrões de cera confeccionados pela técnica indireta. As fundições foram confeccionadas em liga de ouro/paládio Lodestar e com uma alça oclusal para adaptação na máquina de ensaios. A limpeza foi feita com jato de óxido de alumínio e com água em ultra-som e a fixação das coroas foi feita com aplicação de uma carga de 4,5 Kg durante 8 a 10 minutos. Os ensaios de remoção, por tração, foram realizados em máquina MTS, após 7 dias de armazenagem em água a 37°C. Três corpos-de-prova, com as coroas fixadas com cimento de fosfato de zinco, de ionômero de vidro e resinoso Comspan foram preparados e armazenados em água destilada durante 6 a 10 semanas para análise da integridade marginal. Foram verificadas diferenças significativas nas resistências (MPa), que foram inferiores nos grupos formados pelos cimentos de fosfato de zinco (3,08) e ionômero de vidro (3,12) em comparação aos grupos formados pelos materiais resinosos Comspan (4,21), Comspan com adesivo Prisma Bond (4,01) e Superbond C & B (>6,40). A análise da integridade marginal revelou que o cimento resinoso estava intacto e que o cimento de fosfato de zinco apresentou severa degradação, contrariamente ao cimento de ionômero de vidro que apresentou severa degradação da interface. Ocorreu fratura da estrutura dentinária (coroa ou raiz) em vários dentes com coroas fixadas com o agente Superbond C & B, para o fosfato de zinco, além das limitadas propriedades mecânicas, a resistência dos cimentos podem sofrer influência da configuração do preparo, comprimento e área de superfície. Além disso, segundo os autores o aumento de retenção de coroas metálicas proporcionado pelo cimento resinoso em relação aos de fosfato de zinco e Ionômero de vidro foi atribuído às melhores propriedades mecânicas do material, e o aumento na resistência à retenção ocorrem através da retenção mecânica e principalmente pela união físico-química.

KANG et al., em 1992, compararam a resistência à fratura de três tipos de cerâmica dental (In ceram, metalocerâmica e IPS Empress) fixadas com cimento resinoso dual. O corpo das coroas metalocerâmicas foram confeccionados com espessura de 0,5 mm e as In ceram com 1, 0 mm. Dispositivos foram usados para padronizar a confecção dos corpos e das coroas completas, com porcelana. Após fixação e armazenagem as coroas foram submetidas ao ensaio de resistência à compressão numa máquina de ensaio universal (Instron) até ocorrer fratura. Os resultados mostraram que as coroas metalocerâmicas (2734,8 N) apresentaram resultados estatisticamente superiores em relação às coroas In Ceram (1479,9 N) e IPS Empress (761,1 N). As coroas In ceram foram estatisticamente superiores as coroas IPS Empress.

PROBSTER, em 1992, estudou a resistência à compressão das cerâmicas In Ceram, IPS- Empress Paint-on e Empress Layring Technique. Um troquel metálico de cobalto-cromo com ombro com 1 mm de largura, simulando um incisivo central superior foi utilizado como padrão. Foram obtidas impressões dos troquéis metálicos usando o Provil (Bayer) e posteriormente esses moldes foram preenchidos com gesso Vel-Mix tipo IV. Para as coroas In Ceram foi aplicada uma camada do espaçador (Vita) sobre o modelo de gesso e obteve-se um molde com silicone por adição (Addisil-Siladent-Technik, Germany), o qual foi preenchido com revestimento In Ceram. O processo de confecção dos corpos-de-prova In Ceram, IPS-Empress Paint-on e Empress Layring Technique foi de acordo com as recomendações dos fabricantes. O sistema IPS-Empress paint-on foi confeccionado usando uma placa de silicone encerada previamente adaptada no modelo de gesso e preenchido com cera

fundida. As dimensões dos casquetes de cera foram controlados com um paquímetro digital. Em seguida, os padrões de cera foram incluídos com revestimentos aglutinados por fosfato. A cera foi eliminada num forno a 850°C e a cerâmica foi injetada no molde de revestimento, dentro do forno sob pressão. Após o resfriamento, as coroas foram removidas do revestimento, ajustadas no modelo de gesso e aplicadas duas camadas de opaco e uma camada do glazer. Para a técnica *Empress Laying Technique*, as coroas foram aquecidas e prensadas como no processo anterior. As coroas foram ajustadas com as dimensões de 0,6 mm na parte labial e 0,7 mm na palatina com auxílio de uma broca cilíndrica de diamante. Os "copings" foram preenchidos com uma camada de cerâmica *Empress* para criar uma forma final adequada, de maneira similar às coroas *In Ceram*. As coroas metalocerâmicas de níquel-cromo (*Wiron 88*, Germany) e *Vita VMK 68* (*Vita*) foram usadas como grupo controle. Após a confecção, os corpos-de-prova foram fixados sobre o troquel metálico de cobalto-cromo usando cimento de fosfato de zinco (*Harvard Cement*, Germany). Trinta minutos após a cimentação, as coroas de cerâmica foram submetidas ao ensaio de resistência à compressão numa máquina de ensaio de universal *Instron* (Modelo 1554, Germany) equipada com uma ponta esférica de aço com 5 mm de diâmetro posicionada no centro do corpo-de-prova, a uma velocidade de 0,5 mm/minuto. O autor concluiu que: a resistência média de fratura da cerâmica *In Ceram* foi de 964 N; a *Empress* com a técnica *paint-on* apresentou uma resistência média de 814 N e a *IPS Empress Venner* 750 N; as metalocerâmicas tiveram uma fratura média de 1494 N; e as coroas totais de ambos os sistemas apresentaram suficientes valores de resistência para serem usadas clinicamente. Segundo Kolber

& Ludwig e Sonnenburg et al., a força máxima de mordida entre os dentes antagonistas pode variar entre 245 a 540 N.

FAIRHURST et al., em 1993, avaliaram os parâmetros de fadiga dinâmica de uma cerâmica experimental, usando modelos de cerâmica confeccionados com 60% de um componente e 40% de outros três componentes, de acordo com a patente de **WEINSTEIN** (1962). Trezentos corpos-de-prova com 1 mm de espessura foram submetidos ao teste de resistência à flexão biaxial, em água a 37°C, usando seis taxas de tensões: 100; 10; 1,0; 0,1; 0,01 e 0,001 MPa/Seg. Os resultados obtidos nesse estudo em água foram: 70,7; 63,8; 52,5; 50,4 e 47,5 MPa/Seg. e a seco 96,9 MPa/Seg. Os autores concluíram que a resistência à fratura das cerâmicas diminuiu quando ensaiada em água, em relação ao ambiente seco.

GREY et al., em 1993, avaliaram a resistência à fratura de coroas convencionais e de um novo sistema de cerâmica. Foram utilizados doze troquéis de latão simulando preparo em pré-molar. Um total de trinta e três coroas foram confeccionadas, sendo onze do tipo alumínica (Vitadur N, Vita), onze metalocerâmica (Vita VMK, Vita) e onze In Ceram (Vita). Um espaçador foi utilizado para verificar as dimensões dos "copings". As coroas alumínicas e metalocerâmicas foram fabricadas de acordo com as recomendações dos fabricantes, pelo método convencional. Para as coroas de cerâmica In Ceram, inicialmente os troquéis de latão foram moldados com um silicone de adição Provil (Bayer AG). Em seguida, os moldes foram preenchidos com revestimento apropriado In Ceram. Foi aplicado o espaçador e construídas as coroas In Ceram (Vita) de acordo com as recomendações do

fabricante. Após a confecção, os corpos-de-prova foram fixados nos troquéis de latão utilizando cimento de fosfato de zinco com uma pressão digital (a espessura do cimento variou de 95 μm para a metalocerâmica; 154 μm para a alumínica e 123 μm para a In Ceram). Após dez minutos, o excesso de cimento foi removido e as coroas foram submetidas a uma carga de fratura (na região central) usando uma máquina de teste Howden (RDP - Howden Ltda, UK) a uma velocidade de 0,5 mm/min. Realizados os testes, foram obtidos os seguintes resultados: cerâmica alumínica 916 \pm 121 (N), com fratura em direção ao centro da cerâmica; metalocerâmica 1557 \pm 362 (N), com fratura da cerâmica na interface metal/óxido; e In Ceram 1609 \pm 459 (N), seis corpos-de-prova falharam e quatro permaneceram intactos. Os autores emitiram a seguinte conclusão: a média de resistência à fratura da cerâmica alumínica In Ceram foi significativamente maior que a cerâmica alumínica ($p < 0,0001$), mas não foi estatisticamente diferente da metalocerâmica.

SCHERRER e RIJK, em 1993, avaliaram a resistência à fratura de coroas de cerâmicas em função do comprimento e o módulo de elasticidade do troquel. Os materiais escolhidos para os troquéis foram resina composta, com módulos de elasticidade de 9,4 e 14 GPa e resina polimetilmetacrilato com 3 GPa. Os preparos foram confeccionados em molares de marfin (Dentoform, OH), com redução de 1,5 mm na superfície oclusal mantendo um ângulo de 150° entre a superfície oclusal e lingual. Após a redução oclusal, o modelo foi duplicado. Em seguida, um preparo completo foi realizado em um dos modelos, sendo que o ângulo das paredes axiais ficou com aproximadamente 6°. Esse modelo também foi duplicado para se obter os troquéis com resinas (Paragon, Herculite XR e uma experimental). Posteriormente, os

troquéis foram submetidos a uma moldagem e preenchidos com o revestimento à base de fosfato (Polyvest, Whip-Mix). Após a confecção dos modelos de revestimento, foram construídas as coroas de cerâmica utilizando a cerâmica feldspática Ceramco (Ceramco, Johnson & Johnson, NJ). Um total de 10 tipos de coroas foi feito com cada tipo de troquel e preparo totalizando 60 amostras. Após a confecção, as coroas foram fixadas sobre os troquéis de resina com o cimento Dicor Light Activated Cementation Kit (Dentsply, PA). As coroas foram mantidas em posição com uma pressão digital, como recomendado pelo fabricante, enquanto cada superfície foi polimerizada por 20 segundos. O conjunto foi mantido em temperatura ambiente, por 24 horas, antes do teste de fratura. Decorridas essas 24 horas, os corpos-de-prova foram submetidos a uma carga de compressão utilizando uma Instron (Modelo 1125, MA) usando uma esfera de aço com 12,7 mm de diâmetro em contato com a superfície oclusal em três pontos bem definidos da coroa, a uma velocidade de 0,5 mm/min.. Os autores emitiram as seguintes conclusões: 1 - a resistência à fratura das coroas totais das cerâmicas dependia do módulo de elasticidade do material de suporte; 2 - a carga de fratura das restaurações de cerâmica não foi significativamente afetada pelo comprimento da coroa quando o material de suporte tinha módulo de elasticidade de 14 GPa, mas foi significativamente afetada quando o material de suporte tinha módulo de elasticidade menor do que 9 GPa.

WHITE, em 1993, relatou que as cerâmicas são conhecidas por sofrer fadiga estática química na presença de umidade em temperatura ambiente, entretanto desconhecia-se que as cerâmicas sofriam fadiga mecânica. Recentemente,

demonstrou-se a existência de fadiga cíclica induzida mecanicamente na cerâmica feldspática, sob condições ambiente. A taxa de crescimento (dc/dN) foi consistente com o Paris Law, o qual era baixo em função da taxa de tensão aplicada intensivamente ($^{\circ}K$) controlando o fenômeno de fadiga mecânica. Um expoente Paris (m) de ordem 4, e constante C de ordem 2×10^{-6} foi calculado. Segundo o autor, a susceptibilidade da cerâmica dental para fadiga mecânica e a possibilidade de interação entre a fadiga estática química e mecânica deviam ser estudadas.

BACCETTI *et al.*, em 1994, avaliaram a resistência à fratura de três tipos de coroas totais cerâmicas (Dicor, Hi - Ceram e In Ceram) e compararam com as metalocerâmicas. Sete corpos-de-prova foram confeccionados para cada tipo de material. Para minimizar a variação da forma da coroa (dimensão e espessura), os corpos-de-prova foram confeccionados usando o padrão da Universidade de Michigan que controlava a espessura simétrica de todas os corpos-de-prova. Um troqué de aço inoxidável simulando um pré-molar foi utilizado como padrão. Os corpos-de-prova foram confeccionados com uma subestrutura de 0,5 mm de espessura para cada tipo de material e 1,5 mm de coroa total com a cerâmica Vitadur N. As coroas metalocerâmicas (920 - Vita VMK 68) foram confeccionadas com as mesmas medidas. Após a confecção, os corpos-de-prova foram examinados internamente e externamente com um estereomicroscópio (Model PM - 10M, Olympus Optical, Tokyo, Japan) para verificar possíveis falhas, caso estas ocorressem, os corpos-de-prova seriam descartados. Após a confecção, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência à fratura numa máquina Instron (Canton - MA) a uma velocidade de 1,0 mm/min.. Duas chapas de latão foram

usadas, uma em cima e a outra embaixo do corpo-de-prova, para distribuir melhor o contato e tentar evitar a concentração de tensão. A tensão foi medida no momento da fratura. Com base nos resultados, os autores concluíram que todas as coroas metalocerâmicas apresentaram uma resistência à fratura significativamente maior do que a Hi - Ceram ou Dicor, não diferindo da In Ceram. As coroas Dicor, Hi - Ceram e In Ceram apresentaram diversas fraturas, independente dos valores de resistência da carga, enquanto as coroas metalocerâmicas apresentaram fraturas somente na camada da cerâmica. A alta resistência da In Ceram pode ser devido ao corpo da In Ceram, livre de bolhas, apresentar uma estrutura homogênea. Isso ocorre, em função dos vazios ou falhas, serem quase que completamente eliminados durante o processo de infiltração do vidro.

KERN e THOMPSON, em 1994, relataram que o procedimento de união empregado para as cerâmicas feldspáticas, como condicionamento e silanização, não favorecem o aumento da união entre a cerâmica In-Ceram e o material de fixação. Com intuito de verificar a eficiência de outras técnicas, os autores avaliaram o efeito dos sistemas Rocatec (Espe) e Silicoater MD (Kulzer) na perda de volume, na morfologia superficial e na composição da superfície da cerâmica In-Ceram (Vita). A perda de volume através do jateamento realizado por estes sistemas foi 36 vezes menor para o In-Ceram comparado com a cerâmica IPS Empress (Ivoclar). Após a cobertura com o sistema Rocatec, uma camada de partículas de sílica permaneceu na superfície da cerâmica, elevando o conteúdo de sílica de 4,5% para 19,7 % em peso. Após o tratamento com o sistema Silicoater MD (Kulzer), o conteúdo de sílica foi menor em comparação com o sistema Rocatec. As camadas de sílica formada por

estes sistemas foram diferentes tanto morfologicamente como em espessura, o que pode resultar em diferentes valores de resistência de união.

MEYERS *et al.*, em 1994, determinaram as características da tensão de corrosão de fadiga da cerâmica feldspática Optec-hsp (Jeneric - Pentron, CT) usando o teste de fadiga dinâmica. Cento e vinte corpos-de-prova com 12 mm de diâmetro por 1,4 mm de espessura foram confeccionados, segundo recomendações do fabricante. Vinte amostras foram submetidas ao teste de resistência inerte a 100 MPa/s, enquanto as demais foram divididas em grupos de vinte para a taxa de tensão de (100; 10; 1,0; 0,1; 0,01 MPa/s), em água. Os testes foram executados num banho com água destilada circulando à temperatura de $37 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$. O teste de resistência inerte foi realizado a 100 MPa/s. Os corpos-de-prova foram aquecidos por 16 horas a 1100°C e imersos em óleo, o qual tinha sido aquecido previamente a 110°C . Os corpos-de-prova foram estocados nesse óleo antes do teste, utilizando um dessecador. Posteriormente, após um determinado tempo antes do teste, os corpos-de-prova foram imersos em óleo a 37°C . O teste de fadiga dinâmico foi medido usando o teste de resistência flexural biaxial, num banho de água circulante, em uma máquina de ensaio Universal Servomecânica Instron (Instron, Canton, MA). Os corpos-de-prova foram submetidos a uma carga dinâmica múltipla e uma taxa de tensão constante. Antes do teste, as dimensões individuais de cada corpo-de-prova foram colocadas num programa, o qual se calculava a carga específica, para proporcionar uma taxa de tensão adequada para cada corpo-de-prova. Para obter a curva do tempo de vida da Optec porcelain, os valores médios de resistência em meio úmido foram calculados por meio de uma equação matemática. Após realizar os

testes, foram obtidos os seguintes resultados para o meio úmido (100MPa/Seg. - 116,8 MPa; 10 MPa/Seg. - 110 MPa; 1 MPa/Seg. - 96,2 MPa; 0,1 MPa/Seg. - 89,3 MPa; 0,01 MPa/Seg. - 83,6 MPa) e em meio inerte (100 MPa/Seg. - 167,9 MPa). Análise de regressão linear da carga de fratura pelo tempo de falha foi realizada para se obter os parâmetros de fadiga. Observou-se susceptibilidade à tensão de corrosão de fadiga quando ensaiada em água. O valor médio de resistência à fadiga para a cerâmica Optec-hsp foi de 98,3 MPa em meio úmido.

Segundo **VAN NOORT**, em 1994, a condutibilidade térmica e o coeficiente de expansão térmica das cerâmicas eram muito similares aos da estrutura dentária, com isso, ocorria o favorecimento do prognóstico clínico das restaurações. A condutibilidade térmica em cal/cm/seg/°K da sílica era de aproximadamente 0,003, enquanto que da dentina e do esmalte de 0,0015 e 0,0022. A prata apresentava 0,98 e a água 0,0014. Com relação ao coeficiente de expansão térmica (CET), a cerâmica apresentava um valor em ppm/°C ou 10^{-6} /°C e a cerâmica à base de Mg 14,5 , enquanto o esmalte apresenta um valor de 12 e a dentina 14. As restaurações de ionômero de vidro 8, resina composta 20-55, selante oclusal 80 e amálgama de prata aproximadamente \pm 25. Apesar da alta resistência à compressão (350-550 MPa), as cerâmicas apresentavam baixa resistência às tensões de tração (21-40 MPa) e eram desprovidas de qualquer resistência à fratura.

YOSHINARI e DERAND, em 1994, avaliaram a resistência de coroas cerâmicas sob condições de pré-carga cíclica sob atmosfera aquosa. Três elementos foram estudados: a influência da pré-carga na resistência da cerâmica alumínica

convencional (Vita Dur, Vita); influência do agente cimentante na resistência do mesmo material; e a resistência de outros tipos de cerâmica (Vita In Ceram; Vita Alpha; Dicor e IPS-Empress). A cerâmica In Ceram apresenta em sua composição uma quantidade de aproximadamente 85% de cristais de óxido de alumínio. Troquéis com dimensões do pré-molar foram confeccionados utilizando dentes bovinos. Em seguida, moldagens desses dentes foram feitas com silicone por adição (Provil-Bayer, Germany). Sobre os moldes foram construídos modelos de resina epóxica (Epoxy-Die, Ivoclar) e gesso (Velmix-Kerr). O processo de queima das cerâmicas foi de acordo com as recomendações dos fabricantes para cada tipo de cerâmica. Após a confecção dos corpos-de-prova os mesmos foram fixados nos preparos dos dentes bovinos utilizando (Ketac-Cem - ESPE; Scotchbond MP - 3M; Scotch Prime - 3M e Variolink - Vivadent). Para o cimento de fosfato de zinco (De Trey), metade dos corpos-de-prova foi fixada nos dentes bovinos e a outra metade nos modelos de resina epóxica, pois o modelo de resina epóxica tinha sido pré-determinado no estudo piloto (não ocorreu nenhuma diferença na resistência à fratura entre os dentes bovinos e os de resina epoxy, pois ambos têm aproximadamente o mesmo módulo de elasticidade). Em seguida, todos os corpos-de-prova foram armazenados, por 24 horas, em água destilada antes do teste. Decorridas essas 24 horas, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste mecânico da seguinte forma: a - coroa Vita-Dur N foi dividida em dois grupos (um grupo foi submetido a uma carga até que ocorresse a fratura e o outro grupo, juntamente com as demais, foi submetido à aplicação de uma pré-carga cíclica). Essa pré-carga cíclica foi aplicada com os corpos-de-prova inclinados 10° por 10.000 ciclos. Uma carga mínima de 30 N e uma máxima de 300 N foram aplicadas de modo sinuzoidal a 1 HZ. Todos os corpos-de-prova foram

estocados em água destilada durante a pré-carga por 1 e 7 dias antes do teste mecânico. Os corpos-de-prova montados foram inclinados de 10°. Uma carga foi aplicada na superfície oclusal dos corpos-de-prova, a uma velocidade de 0,225 mm/min., usando uma máquina para teste mecânico (Alwetron F1000, Sweden), com uma ponta esférica de aço com 4,8 mm de diâmetro. A fratura das coroas Vita-Dur N fixadas com vários materiais foram observadas usando um microscópio óptico (Olympus, Tokyo - Japan) e a superfície de fratura das coroas In Ceram foram observadas usando (MEV). Os autores emitiram as seguintes conclusões: a pré-carga cíclica diminuiu significativamente a resistência das coroas Vita-Dur N; a resistência à fratura das coroas Vita-Dur N melhorou quando elas foram fixadas com o Ketac Cem ou o cimento resinoso; a média de resistência à fratura da cerâmica Vita Alpha foi de 1022 N; a média da resistência à fratura das coroas de cerâmica fixadas usando o cimento de fosfato de zinco e após a pré-carga cíclica em água destilada foi (Vita-Dur N - 770 N; Vita In Ceram - 1060 N; Dicor - 840 N; IPS Empress - 891 N). Os valores de resistência da cerâmica In Ceram foram estatisticamente superiores em relação a IPS Empress, Dicor e Vita Dur N. As coroas cerâmica In Ceram fraturaram de duas maneiras: fraturas completas 1276 (207) N e fratura da cerâmica com o "coping" permanecendo intacto 808 (292) N. Segundo aos autores, falhas podem ocorrer devido a presença de microdefeitos dentro do material ou a degradação em meio aquoso, em função da tensão de corrosão.

SIDHU e WATSON, em 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 fotoiniciadores, 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 resina compostas a maior dificuldade de manipulação, a menor resistência e estética.

WISKOTT *et al.*, em 1995, fizeram uma revisão sobre fracassos em próteses provocados por fadiga. Segundo os autores, a fadiga era provocada pelo desenvolvimento de microfalhas 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 (S-n) 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 10.000.000 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.

DELLA BONA, em 1996, fez uma revisão da literatura a respeito de alguns aspectos que envolviam a ciência e a arte das cerâmicas odontológicas, incluindo a evolução histórica, composição, propriedades mecânicas e físicas, novas tecnologias e as últimas técnicas restauradoras que usam cerâmicas. Para o autor, a estabilidade química, alta resistência à compressão, estética excelente e durável, biocompatibilidade com os mais baixos índices de aderência de placa eram algumas das características incomparáveis das cerâmicas odontológicas, além disso, apresentavam condutibilidade térmica e coeficiente de expansão térmica próxima da estrutura do dente.

PHILLIPS, em 1996, relatou que as cerâmicas apresentavam propriedades estéticas satisfatórias como baixa condutibilidade térmica (próxima da estrutura do dente), baixa difusibilidade térmica e baixa condutibilidade elétrica. As falhas que ocorriam normalmente nas cerâmicas eram em função das ranhuras presentes nas superfícies do material. Essas falhas comportavam-se como valas profundas, cujas extremidades eram tão estreitas quanto os espaços entre os átomos do material. Um fenômeno conhecido como concentração de tensões, e que ocorria nas extremidades dessas valas provocava o acúmulo localizado de tensões de tração, fazendo com que aquela tensão teórica que o material deveria apresentar fosse atingida quando o material era carregado com valores muito baixos de tensões de tração médias. Quando a resistência teórica do material era superada na extremidade da vala, as uniões entre os átomos naquele ponto eram quebradas. Como as fendas se propagavam através do material, a concentração de tensões era mantida, na extremidade da fenda, até que ela se movia através da totalidade do material. Este fenômeno de concentração de tensões de tração explicava como os materiais podiam falhar quando solicitados por tensões muito abaixo daquelas que correspondiam a sua resistência esperada. O comportamento frágil da cerâmica e sua baixa resistência à tração, comparados com aqueles previstos era devido à união entre os átomos e podiam ser entendidos ao considerar-se a concentração de tensões de tração ao redor da superfície daquelas falhas. Como as cerâmicas tendiam a não apresentar, como os metais, um mecanismo de escoar sem fraturar-se, as trincas podiam propagar-se no corpo da cerâmica, mesmo que a média de indução de tensões de tração fosse de baixa magnitude. Como resultado, as cerâmicas e os vidros tinham uma resistência à tração que era muito mais baixa que sua resistência

à compressão quando submetidos a esforços no meio bucal. As cerâmicas sofreram uma evolução muito grande durante o tempo e principalmente nos últimos anos como: as coroas metalocerâmicas, "coping" confeccionados com folha de platina, coroa de cerâmica de vidro, cerâmica reforçada com leucita, cerâmica de vidro injetada no molde (confeccionada utilizando a técnica da cera perdida), sistema CAD-CAM, cerâmica veneers, inlays, onlays, dentes de cerâmica e as cerâmicas altamente resistentes não apresentando contração no casquete (a cerâmica alumínica é infiltrada com vidro após a primeira queima), as restaurações metalocerâmicas (Renaissance - utilizando folhas finas de ouro para confecção da parte metálica). A In Ceram é um exemplo de cerâmica infiltrada com vidro. A cerâmica alumínica era infiltrada com vidro a 1120°C, por 4 horas, para eliminar porosidade e fortalecer a estrutura. O processo de sinterização inicial do corpo da alumina produzia uma diminuição mínima do volume, porque o tempo e a temperatura eram suficientes somente para promover união entre as partículas nas áreas pequenas. A adaptação final era muito boa, porque ocorria pouca contração. A resistência flexural do material era de aproximadamente 450 MPa comparada com a resistência da Dicor, Optec HSP e IPS Empress 100 a 150 MPa. Antes da In Ceram ser introduzida, a cerâmica alumínica não tinha sido usada com sucesso para produzir próteses parciais, por causa da baixa resistência flexural e alta contração de sinterização. As vantagens do material infiltrado com o vidro eram a alta resistência flexural e o excelente ajuste. As desvantagens incluíam a opacidade do "coping", inadequada para o ataque ácido convencional e necessitava de equipamento especial. Os procedimentos para produzir uma cerâmica In Ceram eram: após o preparo do dente, moldagem, preencher com gesso, aplicar o espaçador, moldar o modelo de gesso e preencher

com revestimento (apropriado), aplicar a pasta de óxido de alumínio (Al_2O_3) no troqué de revestimento, levar ao forno adequado e manter, por 6 horas a $120^\circ C$ para secar o (Al_2O_3) e, em seguida, elevar a temperatura até $1120^\circ C$ e manter por mais 4 horas. Posteriormente, o vidro era aplicado e novamente levado ao forno, inicialmente a $200^\circ C$, por 30 minutos e, após, a $1100^\circ C$, por 4 horas, para permitir a infiltração do vidro. Após a queima o excesso do vidro era removido com uma broca de diamante. Após aplicação do óxido de alumínio 35-50 μm , era levado ao forno, por 10 minutos a $900^\circ C$. Em seguida, o corpo com dentina e esmalte era construído usando a cerâmica Vitadur Alpha à temperatura de $960^\circ C$, por 2 minutos a vácuo. Após ajuste da anatomia e da oclusão, acabamento e polimento, o glaze natural era aplicado e levado ao forno por 1,5 minutos a $940^\circ C$. Recentemente, outro tipo de cerâmica (Ceram Spinell - $MgAl_2O_4$) foi introduzido com a finalidade de substituir a In Ceram, proporcionando melhor translucência e estética em situações clínicas, apesar de possuir uma menor resistência flexural.

ZENG *et al.*, em 1996, avaliaram a resistência flexural usando o teste de três pontos, anel-anel, das cerâmicas In Ceram, IPS Empress e Procera All Ceram (alta quantidade de alumina). Vinte corpos-de-prova com 16,32 mm de diâmetro por 2,1 mm de espessura foram confeccionados para a cerâmica Procera All Ceram para os testes de flexão de 3 pontos e para o teste flexural biaxial anel-anel. Dez corpos-de-prova com 15,63 mm de diâmetro por 2 mm de espessura e dez com 1,97 mm de espessura foram confeccionados com a In Ceram; dez com 16,18 mm de diâmetro por 2 mm de espessura e dez com 1,6 mm de espessura foram confeccionados para a IPS Empress. Após a confecção, todos os corpos-de-prova foram submetidos ao

acabamento com lixas d'água e polidas na politriz com pasta de diamante de 2 μm . Os testes foram efetuados em uma máquina de ensaio universal (Instron) à temperatura ambiente com unidade relativa de 40%. O teste de 3 pontos foi efetuado com uma carga de 0,5 N/Seg. como recomendado pela ISSO (6872, 1984). O teste flexural biaxial com anel-anel foi realizado a uma velocidade de 0,5 mm/min. de acordo com a ISO (ISO/DIS 6872, 1984). Os valores da fratura foram submetidos a equações de Timoshenko e Shetty e calculados em MPa. Os resultados obtidos para o teste de anel-anel disco foram de 699,4 MPa para Procera All Ceram; 450 MPa para In Ceram e 184,8 MPa para IPS Empress. Para o teste de 3 pontos Procera All Ceram 639,5 Mpa; In Ceram 439,2 e IPS Empress 104 MPa. De acordo com os resultados, ficou evidente que, sob as mesmas condições de testes, a cerâmica Procera All Ceram foi mais resistente do que IPS Empress e In Ceram. Segundo os autores, corpos-de-prova com alta quantidade de alumina sinterizada promoviam maior resistência. Corpos com alta resistência ofereciam muitas vantagens, incluindo a reduzida probabilidade de fracassos por sobrecarga, bem como reduzida probabilidade de danos nas coroas durante a cimentação.

PANZERA, em 1997, fez um relato do grande número de materiais que tem sido pesquisado com o intuito de melhorar a estética das coroas metalocerâmicas, cujo inconveniente é a opacidade do metal. Nos últimos anos, grandes tentativas foram feitas no intuito de utilizar materiais estéticos com alta resistência. Um dos sistemas lançados recentemente é o OPCTM (Optima Pressable Ceramic), que apresenta composição com alta quantidade de leucita, aproximadamente 55% em volume, com a finalidade de melhorar as propriedades mecânicas.

AWLIYA et al., em 1998, examinaram a influência de tratamentos de superfície na resistência de união do cimento resinoso à cerâmica de infra-estrutura Procera (Nobel Biokare). Foram confeccionados 40 espécimes da cerâmica e divididos em 4 grupos com 10 cada, e submetidos a quatro diferentes tratamentos de superfície: grupo 1 – jateamento com óxido de alumínio de 25 μm com pressão de 120 psi; grupo 2 – jateamento com óxido de alumínio de 25 μm com pressão de 160 psi; grupo 3 – jateamento com óxido de alumínio de 50 μm com pressão de 120 psi; grupo 4 – jateamento com óxido de alumínio de 50 μm com pressão de 160 psi. Área de 4 mm de diâmetro foi isolada sobre a superfície tratada e o cimento resinoso Panavia 21 (Kuraray) foi aplicado seguindo as instruções do fabricante. Após a presa, os corpos-de-prova foram mantidos em 100% de umidade por 7 dias, e submetidos ao teste de cisalhamento em máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 0,5 mm/minuto. Os resultados foram de 18,27 MPa para o grupo 1, 21,46 MPa para o grupo 2, 20,13 MPa para o grupo 3 e de 18,09 MPa para o grupo 4, não havendo diferença estatística entre os valores ($p < 0,05$). Os autores concluíram que a resistência de união obtida com o cimento resinoso foi mais importante do que o tratamento de superfície realizado sobre a cerâmica Procera.

SOBRINHO et al., em 1998, avaliaram a resistência à fratura e fadiga em meio seco e úmido das cerâmicas In Ceram (Vita), OPC (Jeneric / Pentron) e IPS Empress (Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionadas 26 coroas com 8,0 mm de diâmetro e 8,5 mm de altura para cada tipo de cerâmica. Em seguida, as coroas cerâmicas foram fixadas num troquel metálico simulando um pré-molar com cimento de fosfato de zinco e armazenadas em água destilada a 37^o C numa estufa por 24

horas. Para cada sistema cerâmico, 10 amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura sem fadiga. Um segundo grupo de 8 amostras foram submetidas a 10.000 ciclos de fadiga em meio seco seguido de fratura e um terceiro grupo de 8 amostras foram submetidos 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 foram submetidos a análise de variância e ao teste de Mann-Whitney e mostraram que a resistência do In Ceram foi significativamente maior que o IPS Empress. Nenhuma diferença foi observada entre In Ceram e OPC e OPC e IPS Empress. 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. Em meio seco a resistência a fadiga do In Ceram e OPC foram superiores ao IPS Empress, porém nenhuma diferença ocorreu em meio úmido. Concluindo significantes diferenças na resistência à fratura para os sistemas cerâmicos investigados resultaram da natureza do sistema cerâmico empregado e do meio seco em que as amostras foram submetidas à fadiga.

STRUB e BESCHNIDT, em 1998, avaliaram a resistência à fratura de 5 diferentes sistemas cerâmicos In Ceram, IPS Empress pela técnica de pigmentação, IPS Empress pela técnica de cobertura, Sistema Feldspática Celay e Sistema In-Ceram Celay antes e após a carga cíclica em dentes naturais. Foram utilizados 60 incisivos extraídos, limpos e embutidos em resina acrílica. Cada dente foi preparado para coroa total em cerâmica e metalocerâmica. Redução incisal de 2 a 3 mm

seguido de 1,2 mm de preparo de ombro, foram realizados com uma ponta diamantada (80 μ m). Foram divididos em 10 grupos de 6 amostras: Grupo A: porcelana metalocerâmica; Grupo B: Coroas de In-Ceram; Grupo C: IPS Empress (técnica de pigmentação); Grupo D: IPS Empress (técnica de cobertura); Grupo E: Coroas feldspática Celay e Grupo F: Coroas Celay In-Ceram. As coroas foram confeccionadas de acordo com instruções dos respectivos fabricantes. Em seguida, as coroas foram fixadas usando um cimento resinoso dual (VariolinK). Metade das amostras foram submetidas à simulação de oclusão e termociclagem. Todas as amostras foram submetidas ao ensaio de fratura numa máquina de ensaio universal (Zwick 1446), inclinação de 15^o. Os resultados mostraram que a simulação cíclica e termociclagem diminuiu significativamente a resistência à fratura para o grupo A (375N); grupo B (495N); grupo C (345N); grupo D (265N) e grupo E (310N) de todas as amostras ensaiadas. Não houve diferença estatística entre as coroas não houve diferença estatística entre as coroas de cerâmica puras e metalocerâmicas. Todas as cerâmicas livre de metal podem ser usadas para restaurações anteriores. Entretanto, investigações *in vivo* para os sistemas cerâmicos livre de metal deveriam ser melhor analisados antes de utilizar como rotina clínica.

LEEVAILOJ *et al.*, em 1998, avaliaram *in vitro* a incidência de fratura das coroas de cerâmicas puras In Ceram e Vitadur Alpha em função do tempo de armazenamento durante 2 meses. As coroas foram cimentadas com 3 cimentos de ionômeros de vidro (Fuji I; Fuji Plus e Vitremer) e 2 cimentos resinosos (Advance e Panavia 21). Foram obtidos padronizações do preparo em 50 pré-molares humanos com dimensões de 1,2 mm de ombro cervical e 3,0 mm de altura. Posteriormente

foram divididas em 5 grupos de 10 dentes com 5 diferentes cimentos. Os preparos foram moldados para obtenção dos modelos de gesso com finalidade de aplicação das cerâmicas de acordo com as instruções dos fabricantes. As amostras foram cimentadas com pressão de 2,2 Kg por 15 minutos, armazenados à 37°C em solução salina à 0.8%. Em seguida foram submetidas ao teste de resistência à fratura utilizando a máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 0.5 mm/min até a fratura dos materiais. Os resultados foram analisados pelo teste ANOVA e Newnam-Keuls ($p < 0.05$). Os resultados mostraram que as coroas In Ceram fixadas com cimento resinoso Panavia 21 (143,2 kg) apresentaram resultados numericamente superiores em relação ao cimento de ionômero de vidro Vitremer (135,6 kg), porém sem diferença estatística. Já, as coroas de cerâmica Vitadur Alpha fixadas com o Panavia 21 (102,2 kg) apresentaram resultados estatisticamente superiores em relação ao Vitremer (86,6 kg). Concluindo afirmam que menor resistência obtida com as coroas Vitadur fixadas com o cimento de ionômero de vidro em relação as fixadas com o cimento resinoso podem ter sido influenciado pela sorpção de água e expansão do cimento de ionômero.

Em 1999, **CATTANI-LORENTE** *et al.* avaliaram o efeito da água nas propriedades física do cimento de cinco 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.

Para testar a reversibilidade das propriedades foram acrescentadas mais espécimes do produto Fuji II LC as quais foram imersas em água destilada por diferentes intervalos de tempo e posteriormente secas com CaCl_2 anidro antes de serem ensaiadas. 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 x 2 x 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, porém menos água que os convencionais. A resistência flexural e o módulo de elasticidade flexural dos espécimes foram afetados pelo armazenamento. As amostras armazenados em água apresentaram baixas resistências a fratura. Sendo que a resistência dos espécimes armazenados em umidade teve resistência intermediária entre seco e água. As amostras Fuji II LC armazenados em água e subsequente secos apresentaram resistência flexural comparável as amostras a seco. Sendo que, o módulo de elasticidade flexural obteve os mesmos resultados. Amostras secas de Fuji II LC e amostras armazenadas em água e posteriormente secas obtiveram resistência flexural mais alta que as armazenados em água. Diferença significante foi observada entre e resistência flexural dos ionômeros de vidro modificados por resina entre 24 horas 5 dias e 3 meses de armazenagem. Observou-se que quando armazenados nas mesmas condições, os ionômeros de vidro modificados por resina apresentam-se pouco mais

resistentes mecanicamente do que os inómeros convencionais. A dureza também foi dependente da condição de armazenagem das amostras, porém sem diferença no tempo de armazenagem. A dureza dos espécimes armazenados em ambiente seco permaneceu constante da superfície para o centro do espécime. Por outro lado, as amostras armazenadas em água apresentaram dureza superficial diminuída em relação ao centro do espécime, o qual teve dureza menor que as dos corpos armazenados em ambiente seco. Contudo as amostras do Fuji II Lc armazenados em água por cinco dias e depois secos por cinco dias, apresentaram a mesma dureza do centro do espécime que a dos espécimes armazenados a seco. 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 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 d 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 dos nas amostras armazenadas em água.

CATTEL et al., em 1999, analisaram a resistência à flexão biaxial das cerâmicas prensadas OPC glazeada e não glazeada e IPS Empress glazeada e não glazeada comparando também as microestruturas e composições. Foram confeccionadas 21 amostras com formato de disco de dimensões de 14 mm de diâmetro por 2 mm de altura, conforme as recomendações dos fabricantes. Os discos

foram transferidos para a máquina de ensaio universal para a realização do teste de flexão de 3 pontos com velocidade de 0,15 mm/min até ocorrer a fratura do material. Em seguida, as amostras foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura e por difração de raio-X para determinar as fases presentes. As médias de resistência obtidos foram IPS Empress glazeada 120,1 MPa, não glazeada 135,8 MPa, OPC glazeada 139,1 MPa e não glazeada 138 MPa. Nenhuma diferença estatística foi observada entre OPC glazeada e não glazeada e IPS Empress não glazeada. IPS Empress glazeada foi significativamente menor do que os outros sistemas. A imagem de microscopia eletrônica de varredura mostraram densa dispersão de cristais de leucita na matriz de vidro de tamanho médio $5,5 \pm 9,7 \mu\text{m}^2$ no OPC glazeado e $6,6 \pm 9,7 \mu\text{m}^2$. No IPS Empress houve distribuição uniforme dos cristais de leucita $1,9 \pm 1,8 \mu\text{m}^2$. A análise de difração de raio-X revelou a presença de leucita tetragonal e equena quantidade de leucita cúbica. Defeitos inerentes no material foram caracterizados e as microfraturas de leucita cúbica foram identificados.

Em 1999, **MITCHELL *et al.*** verificaram se existia diferença significante entre tenacidade de três tipos de cimentos odontológicos: convencional (Ketac Cem, Fuji I, KetacCem Maxicap, Fuji Cap I), cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer) e resina composta (Scotchbond Resin Cement) e se o método de manipulação do cimento de ionômero de vidro convencional e mecanicamente influenciavam os valores obtidos. Onze amostras de cada tipo de cimento foi confeccionada para determinar o plano de fratura em tenacidade usando a técnica de bastão curto com corte em forma de cunha. 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, a resina composta parece ser aquela que terá maior durabilidade clínica. Isso provavelmente ocorre devido a 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.

Em 1999, **OHYAMA et al.** avaliaram o efeito da fadiga na resistência de cerâmicas livres de metal. Foi avaliada a resistência flexural biaxial das cerâmicas livres de metal na presença de um trinca previamente induzidas. Foram utilizados dois sistemas cerâmicos: um núcleo de alumínio infiltrado por vidro (In Ceram) e uma cerâmica feldspática reforçada por leucita (IPS Empress). Discos com 11,75 mm de diâmetro por 1,2 mm de espessura foram confeccionados para os dois sistemas com e sem aplicação da cerâmica de estratificação. A resistência flexural biaxial das amostras que foram polidas ou que tiveram a indução de uma trinca previamente ao teste foram medidas. A resistência também foi medida após aplicação de uma carga cíclica nas amostras que não sofreram fratura durante a fadiga. Uma carga cíclica de 60% da média da resistência à fratura dos materiais foi aplicada nas amostras por 10^5 a 37°C imersas em água. Os autores observaram que apesar de 20% a 30% das amostras polidas fraturarem durante a fadiga cíclica, a resistência flexural biaxial das amostras que resistiram a fadiga foi praticamente a mesma das amostras que não foram submetidas à fadiga. A resistência do sistema cerâmico com de alumina na presença de trincas previamente induzidas, apresentou fratura em quase todas as amostras durante a fadiga cíclica. O sistema In Ceram é mais susceptível à fratura

por fadiga quando da presença de falhas na estrutura, o que pode ser potencializado pela baixa adesão entre a alumina e a resina a base de BIS-GMA. A resistência do sistema cerâmico com leucita não diminuiu na presença da trinca e não foi observado fraturas destas amostras durante a fadiga cíclica mesmo quando há trincas pré-existentes. Os resultados sugerem que apesar do sistema alumina ter alta resistência flexural, este é mais sensível a trincas, falhas e susceptível à fratura por fadiga. O efeito da fadiga no sistema com leucita mostra ser pequeno provavelmente devido à presença de estresse compressivo na matriz vítrea causado pela diferença de coeficiente de expansão térmica com o cristal de leucita, o que sugere que a trinca pára de se propagar, quando atinge o cristal de leucita.

Em 1999, **SOBRINHO et al.** avaliaram a resistência à fratura da coroas In Ceram (Vita) confeccionadas com ângulos de convergência oclusal total de 8° e 16° fixadas com cimento de fosfato de zinco e dois ionômero de vidro (RGI-Lutrex e Vivaglass Cem). Foram confeccionados 2 modelos mestres metálicos nas dimensões do pré-molar na convergência oclusal total de 8° e 16°. Em seguida foram aplicadas três camadas de espaçador e realizado a moldagem com silicone por adição, com no anel metálico. A cerâmica alumínica foi aplicada aos modelos refratários de acordo com as instruções do fabricante e conduzida ao forno apropriado por 6 horas a 120°C e 4 horas por 1120°C. Na segunda queima houve a infiltração do vidro durante a 30 minutos a 120°C e mais 4 horas a 1100°C. Após os excessos de vidro foram removidos com ponta diamantada e a cerâmica de cobertura aplicada nos coopings. 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. Uma carga de 2,7 Kg foi aplicada por 10 min, sobre as coroas e em seguida armazenada em água destilada à 37^oC por 24 horas. Decorrido o tempo de armazenagem foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura em uma Instron a velocidade de 1 mm/min. A força foi aplicada no centro da superfície oclusal das coroas e os dados obtidos submetidos a análise estatística Mann-Whitney. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os ângulos de convergência de 8^o e 16^o usando o mesmo cimento. Entretanto, as coroas fixadas com o cimento de fosfato de zinco sobre os preparos com 8^o e 16^o de convergência oclusal total foram significativamente maior do que as fixadas com os cimentos de ionômero de vidro.

SOBRINHO *et al.* em 1999 avaliaram a resistência à fratura e fadiga em meio seco e úmido das cerâmicas In Ceram (Vita), OPC (Jeneric / Pentron) e IPS Empress (Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionadas 26 coroas com 8,0 mm de diâmetro e 8,5 mm de altura para cada tipo de cerâmica. Em seguida, as coroas cerâmicas foram fixadas num troquéel metálico simulando um pré-molar com cimento de ionômero de vidro e armazenadas em água destilada a 37^o C numa estufa por 24 horas. Para cada sistema cerâmico, 10 amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura sem fadiga. Um segundo grupo de 8 amostras foram submetidas a 10.000 ciclos de fadiga em meio seco seguido de fratura e um terceiro grupo de 8 amostras foram submetidos 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 foram submetidos a

análise de variância e ao teste de Mann-Whitney e mostraram que a resistência do In Ceram foi significativamente maior que o OPC e IPS Empress. Nenhuma diferença foi observada entre OPC e IPS Empress. 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. Em meio seco a resistência a fadiga do In Ceram foi superior ao OPC e IPS Empress, o mesmo ocorreu em meio úmido. Concluindo significantes diferenças na resistência à fratura para os sistemas cerâmicos investigados resultaram da natureza do sistema cerâmico empregado e do meio seco em que as amostras foram submetidas à fadiga.

LI e WHITE, em 1999, avaliaram as propriedades mecânicas dos cimentos de fosfato de zinco Flecks (Keystone), policarboxilato Durelon (Espe), cimento de ionômero de vidro convencional Ketac-Cem (Espe), cimento de ionômero de vidro convencional encapsulado Ketac-Cem Capmix (Espe), cimento de ionômero de vidro modificado por resina Vitremer (3M), resina composta modificada por poliácido Infinity (Den-Mat), e os cimentos resinosos Panavia 21 (Kuraray) e Scotchbond (3M). O módulo de elasticidade foi verificado empregando um método não destrutivo, sendo o mesmo verificado em períodos de armazenagem em água a 37° C após 1 hora, 1 dia, 1 semana, 1 mês e 1 ano. Também foi verificado o limite proporcional de compressão, resistência à compressão, resiliência, resistência à tração diametral, resistência à flexão. Os resultados mostraram que o tempo de armazenagem influenciou o módulo de elasticidade, sendo que o policarboxilato e os cimentos de ionômero de vidro continuaram a maturar com o tempo, enquanto os outros cimentos

mostraram pouca mudança após o primeiro dia. Os cimentos resinosos e os cimentos de ionômero de vidro modificado por resina tiveram menor módulo de elasticidade em relação aos outros cimentos. Os cimentos de fosfato de zinco e de ionômero de vidro convencional apresentaram comportamento friável, sendo os cimentos resinosos os mais resistentes.

TUNTIPRAWON, em 1999, avaliou a resistência retentiva e o assentamento de coroas totais fundidas, fixadas com 3 cimentos dentários em dentes preparados com pontas diamantadas de duas diferentes granulações. Sessenta pré-molares extraídos, com as raízes embutidas em resina acrílica, foram preparados para coroas totais, com pontas diamantadas acopladas a uma máquina de fresagem. Após a divisão em 2 grupos de 30, as preparações foram submetidas ao acabamento com ponta diamantada de granulação de 120 ou 50 μm . Em seguida, os preparos padronizados com 6° de expulsividade e 3 mm de altura, foram limpos em ultra-som com água durante 10 minutos. Após a moldagem com silicone Provil, foram confeccionados modelos de gesso tipo IV, e sobre estes, foram feitos os padrões de cera, com a prévia aplicação de 4 camadas de espaçador. Os padrões foram incluídos em revestimento e as coroas fundidas em liga de prata-paládio, com uma alça oclusal para adaptação à máquina de ensaios. Após o assentamento nos respectivos preparos, os 2 grupos de 30 coroas foram divididos em 3 sub-grupos de 10, um para cada cimento. As alturas foram medidas com indicador Digimac (2 μm) e as coroas foram fixadas com os cimentos de fosfato de zinco Phosphacap, de ionômero de vidro Fuji Cap I e resinoso Panavia. A carga foi manual durante a fixação e as alturas foram novamente medidas antes dos ensaios de remoção realizados

após 24 horas de armazenagem em água a 37° C, em máquina Lloyd, com velocidade de 2 mm/min. A carga para a remoção foi registrada em newtons e os resultados indicaram maior resistência para o cimento resinoso sobre dentes preparados com ponta diamantada de 120 µm (652,19 N), seguido pelo mesmo cimento sobre dentes preparados com ponta diamantada de 50 µm. Nesta mesma ordem, o cimento de ionômero de vidro (547,28 e 482,04 N) e de fosfato de zinco (433,43 e 343,98 N) apresentaram resistências estatisticamente diferentes entre si e inferiores as do cimento resinoso. O cimento de ionômero de vidro apresentou o melhor assentamento, seguido pelo cimento de fosfato de zinco e pelo cimento resinoso, sem diferença estatística entre os 2 padrões de rugosidade. Em 50 % das coroas fixadas com cimento resinoso foram observadas falhas coesivas em dentina.

CHAI *et al.*, em 2000, comparou a probabilidade de fratura dos sistemas de cerâmicas livre de metal, In Ceram (Vita), In Ceram (CAD-CAM-Vita), IPS Empress (Ivoclar-Vivadent) e Procera (Nobel Biocare). Foram confeccionados trinta modelos em gesso feitos sobre um modelo metálico na forma de incisivos centrais, posteriormente, foram elaboradas as cerâmicas de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes. As coroas foram silanizadas e cimentadas com cimento resinoso e armazenadas em água destilada a 37°C por 24 horas. A resistência à fratura de cada coroa foi determinada sobre uma carga, localizada a 45° em relação ao longo eixo com velocidade de 0,2 mm/min em ambiente de 23°C e 50% de umidade relativa. Os resultados mostraram para o In Ceram (1005 ± 5,6N); In Ceram CAD-CAM (865 ± 3,5N); Empress (1111 ± 3,7) e Procera (902 ± 3,6). Entre os grupos não houve diferença estatística por meio da distribuição de Weibull. Os autores

concluíram que os quatro sistemas apresentaram valores altos de resistência à fratura.

DRUMMOND *et al.*, em 2000, avaliaram a resistência à flexão em relação a carga estática, cíclica e resistência à fratura de seis materiais restauradores cerâmicos; quatro tipos de cerâmicas prensadas reforçadas com leucita IPS Empress (E); Finesse (Pressable); OPC (Of-claro) e OPC (AO-escuro), uma cerâmica feldspática de baixa fusão (F) e uma cerâmica de disilicato de lítio (EC). As amostras foram confeccionadas de acordo com as instruções de cada fabricante, nas dimensões de 2,5 x 5 x 20 mm³ e polidas com lixa de granulação 120 e 240. Todos os materiais foram ensaiados em meio seco (controle) e imersos em água destilada, e após três meses armazenados em ar ou água destilada. Os ensaios foram feitos na máquina Instron por meio do teste de três pontos, primeiramente com carga fixa de 4Kgf e posteriormente variando de 1 a 4 kgf com 1000 ciclos. Em seguida foram observadas no microscópio eletrônico de varredura. A média de resistência à flexão em meio seco (controle) e em água destilada foi de 67 a 99 MPa, exceto para a cerâmica experimental que foi de 191 a 205 MPa. O efeito do ensaio em água e armazenagem por 3 meses promoveu moderada redução na resistência à flexão (6-17%). A maior redução (15 a 60 %) na resistência à flexão foi observada quando as amostras foram submetidas a carga cíclica. A análise de microscopia eletrônica de varredura apresentou microestruturas diferentes para cada grupo de material. A cerâmica experimental contendo disilicato de lítio apresentou maior resistência quando comparada aos outros sistemas cerâmicos, atribuída ao tamanho e distribuição da carga e não necessariamente ao tipo de composição da cerâmica. A influência das

condições de carga cíclica ou estática simulou as condições bucais e a susceptibilidade da fadiga cíclica resultando na diminuição significativa da longevidade das cerâmicas livre de metal.

JARGER *et al.* em 2000, avaliaram a influência dos procedimentos de acabamento e polimento sobre a resistência flexural biaxial de quatro cerâmicas odontológicas: Flexo Ceran, Vita VMK 68, Duceran LFC e Cerinate. Sessenta discos com 22 mm de diâmetro por 2 mm de espessura foram confeccionados para cada sistema cerâmico. E divididos em 6 grupos: Grupo 1 - sem tratamento; Grupo 2 – glazeamento; Grupo 3 - torneada por um equipamento Celay; Grupo 4 - mesmo procedimento que o Grupo 3 mais glazeamento; Grupo 5 – polimento; e, Grupo 6 - polimento mais glazeamento. Em seguida, os espécimes foram armazenados em por 16 horas a 80 C° em solução de ácido acético a 4%. O ensaio de flexão biaxial foi determinado pela compressão de uma esfera no disco e escolhida uma parte do disco fraturado para teste de rugosidade superficial com um perfilômetro. Após o ensaio, as amostras foram analisadas numa MEV, para se obter imagens da amostra fraturada. Os resultados mostraram que o exceto a cerâmica Flexo Ceran houve correlação foi observada correlação entre rugosidade de superfície e resistência biaxial, ou seja, quanto mais lisa a superfície mais resistente à cerâmica. A diferença na resistência biaxial pode ser atribuída a rugosidade da superfície pela ação do acabamento mecânico e ação química causando concentração de tensões na superfície externa do material. As microtrincas podem ser formadas durante o processo de resfriamento da cerâmica, devido à diferença na expansão das partículas de leucita tetragonais e da matriz vítrea circundante. A razão pelo qual o

Flexo Ceran não foi afetado pelos diferentes tratamentos de superfície provavelmente ocorre porque durante o resfriamento da cerâmica as partículas de leucita contraem mais que a matriz vítrea que as cercam, induzindo microtrincas circunferencialmente às partículas de leucita. Aparentemente estas partículas induzem maior concentração de estresse do que as falhas da cerâmica. Assim, verificou-se que a rugosidade de superfície determina a resistência de uma cerâmica, exceto quando a superfície interna do material é responsável por maior concentração de tensões que a superfície externa.

KNOBLOCH *et al.*, em 2000, compararam a resistência à fratura após 24 horas e 7 dias dos cimentos resinosos Panavia 21 (Kuraray), Enforce (Dentsply) e C&B Metabond (Parkell), dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina Vitremer (3M), Advance (Dentsply) e Fuji Dual (GC America) e do cimento de ionômero de vidro convencional Ketac-Cem (Espe). Foram confeccionadas 16 amostras de cada cimento, armazenadas em água destilada a 37° C, sendo que metade das amostras de cada cimento foram submetidas ao teste de resistência à fratura numa máquina de ensaio universal Instron após 24 horas e, a outra metade, após 7 dias. A resistência à fratura do C&B Metabond em 24 horas e do Enforce após 24 horas e 7 dias foi estatisticamente superior em relação ao Panavia e aos cimentos de ionômero de vidro. A resistência à fratura dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foi quatro vezes maior do que o ionômero convencional, porém significativamente menor em relação aos cimentos resinosos C&B Metabond e Enforce. O cimento de ionômero de vidro convencional Ketac-Cem apresentou a menor resistência à fratura.

OH et al., em 2000, estudaram a resistência à flexão e microestrutura do sistema cerâmico de vidro IPS Empress 2 após prensagem e/ou após simulação de tratamentos de calor. Foram preparados quatro grupos de cerâmica de di-silicato de lítio: grupo 1 - como material recebido; grupo 2 - material prensado-calor; grupo 3 - material prensado-calor e simulando tratamento inicial de calor; grupo 4 - material prensado-calor e simulando tratamento inicial de calor com queimas completas para uma restauração final. Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de flexão de três pontos e microscópio eletrônico de varredura (SEM). Os resultados mostram que a resistência à flexão para o grupo 2 foi significativamente maior em relação ao grupo 1. Entretanto, não houve diferenças significantes na resistência entre grupos 2, 3 e 4, ou entre 1 e 4. A microscopia mostrou uma microestrutura multidirecionada de um entrelaçamento de cristais de di-silicato de lítio na matriz de vidro. Os cristais da matriz de vidro prensados pelo calor (grupos 2, 3 e 4) estavam mais homogêneos e duas vezes maior em relação os materiais do grupo 1. Estas mudanças de microestrutura foram maiores entre grupos 1 e 2. Todavia, não existiu nenhuma diferença marcante entre grupos 2, 3 e 4. Os autores concluíram que, embora existam aumentos significantes na resistência e pouca mudança na microestrutura após a prensagem, a combinação dessa prensagem e a subsequente simulação de tratamento de calor não produziram aumento na resistência da cerâmica de vidro IPS Empress 2.

AZER et al., em 2001, determinaram a influência de dois materiais constituintes de núcleo, amálgama e compósito, na resistência estática e cíclica à fadiga de coroas de cerâmica pura OPC. A dentina foi usada como grupo controle.

Desta forma, os dentes foram divididos em dois grupos importantes: Grupo I - carga estática e grupo II - carga cíclica. No grupo I, 60 dentes, foram divididos igualmente em subgrupos de dentina, amálgama e compósito. O mesmo procedimento foi feito para o Grupo II, diferenciando apenas o número total de espécimes, que era de 75. Os dentes receberam preparos convenientes antes e após a colocação dos núcleos para que pudessem receber as coroas. Em seguida, as coroas de OPC e cerâmica pura foram confeccionadas pela técnica da cera perdida. Os padrões em cera apresentavam espessura axial de 1,0 mm e oclusal de $1,5 \pm 0,5$ mm. Após inclusão com revestimento específico e posterior eliminação da cera, os anéis foram levados ao forno de OPC para que pudessem ser queimados e prensados. Em seguida, as coroas foram removidas para o acabamento final e cimentação com cimento resinoso adesivo nos respectivos dentes preparados. Todos os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C durante um mês, simulando o ambiente oral. Dos 20 dentes de cada subgrupo, pertencentes ao grupo I, 10 foram testados no ambiente seco e 10 em meio aquoso a 37° C em máquina de prova universal (1125; Instron Corp, Canton, Mass.), equipada com esfera de metal de 8 mm de diâmetro e velocidade de 2 mm/min. Os dentes foram então submetidos, em seu longo eixo e na superfície oclusal, com carga vertical. Foram fabricados 40 cilindros de OPC sólido através do mesmo procedimento descrito para as coroas e divididos em dois grupos contendo 20 cilindros cada. O primeiro grupo foi submetido à compressão e o segundo, testado para resistência diametral à tração. Em cada um dos grupos, 10 cilindros foram testados em ambiente seco e 10 em ambiente aquoso, com velocidade de 2,0 mm/min. Para o grupo II, submetido à carga cíclica, os testes realizaram-se somente em ambiente aquoso, simulando o ciclo de mastigação. Este

procedimento envolveu uma carga inicial aplicada à coroa de 80 kgf, parando, diminuindo a carga para 30 kgf, parando, e retornando para 80 kgf até conclusão de 1000 ciclos ou fratura (falha) da coroa. Em cada grupo, se a coroa sobrevivesse aos 1000 ciclos, a carga inicial para a próxima sofria um aumento de 10 kgf. Se a fratura ocorresse antes da conclusão de 1000 ciclos, a carga inicial sofria redução de 10 kgf para a coroa seguinte. Os resultados são apresentados nas tabelas abaixo:

Resistência compressiva estática para coroas OPC (MPa)			
Ambiente	Sustentada/dentina	Sustentada/amálgam a	Sustentada/compósi to
Aquoso	19,7 ± 4,7	21,6 ± 6,3	18,7 ± 4,9
Seco	22,7 ± 4,5	25,2 ± 5,2	20,9 ± 4,1

Resistência compressiva cíclica para coroas OPC em ambiente aquoso (MPa)	
Sustentada/dentina	9,5 ± 1,5
Sustentada/amálgama	10,3 ± 1,6
Sustentada/compósito	13,3 ± 3,2

Resistência à fratura de cilindros de OPC (MPa)		
Ambiente	Compressiva	Diametral
Aquoso	793,8 ± 280,1	42,2 ± 11,1
Seco	1473,6 ± 527,4	*

Os autores observaram que a carga de fadiga cíclica e o ambiente aquoso atuam fortemente no processo de fratura da cerâmica. As coroas cerâmicas OPC aumentou a resistência. As cargas cíclicas promoveram avaliação mais realista na prática clínica do que a carga estática.

Em 2001, **BORGES et al.** 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 1 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.

LUO et al., em 2001, estudaram os efeitos do aumento do tempo de condicionamento da superfície da cerâmica IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent). Foram confeccionadas 21 amostras da cerâmica IPS Empress 2. Todas as amostras foram polidas e limpas em ultrassom por 5 min em acetona antes e após condicionamento com ácido hidrófluorídrico a 9,6%. Os tempos de condicionamento foram 0; 10; 20; 30; 60; 90 e 120 segundos respectivamente. A microestrutura foi analisada por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e a microscopia de força atômica (MFA). Foi usada para avaliar a rugosidade superficial e topografia. As observações em microscópio eletrônico de varredura (MEV) mostraram que o condicionamento com

ácido hidrófluorídrico a 9,6% resultou na dissolução da matriz de vidro e que os cristais suportados parcialmente dentro da matriz de vidro foram perdidos com o aumento no tempo de condicionamento. A microscopia de força atômica (MFA) mostrou que o condicionamento ácido aumentou a rugosidade superficial das cerâmicas. Este estudo demonstrou o benefício da combinação de dois métodos de microscopia para melhor entendimento da superfície. A microscopia eletrônica de varredura (MEV) mostrou o modo de ação do ácido hidrófluorídrico 9,6% sobre a cerâmica e a microscopia de força atômica (MFA) mostrou a extensão da degradação da superfície relativo ao tempo de condicionamento ácido na cerâmica constituída de di-silicato de lítio.

TINSCHERT *et al.*, em 2001, estudaram a resistência à fratura do di-silicato de lítio, alumina e zircônia, baseadas em próteses fixas de três elementos (FPD). Um modelo mestre de metal básico, contendo três elementos, pré-molares e molares maxilares, foi usado no experimento. A preparação do dente mostrou uma redução de 0,8 mm circunferencial e 1,5 mm oclusal e margem em chanfro. As próteses parciais fixas foram confeccionadas sobre os preparos com cerâmicas com 0,8 mm de espessura e cobertas com facetas de porcelana. As cerâmicas de núcleo, In ceram Alumina, In ceram Zircônia e DC-Zirkon, foram fabricadas através de uma máquina associada a um sistema computadorizado; a cerâmica de infraestrutura IPS Empress 2 foi confeccionada indiretamente usando a tecnologia de enceramento e prensagem de calor. Para assegurar padronização das dimensões, as FPDs foram controladas em diferentes pontos. Todas as próteses foram cimentadas ao modelo mestre com fosfato de zinco e carregadas em uma máquina de prova universal até

que ocorresse o falha. Os resultados mostraram que a carga na qual a falha era mais alta, excedendo 2000 N estava associada com FPDs de DC-Zirkon. FPDs de IPS Empress 2 e In Ceram Alumina apresentaram resistência mais baixa (abaixo de 1000 N), considerando que valores intermediários eram observados para IPS Empress 2 e In Ceram Zircônia. Desta forma, os autores concluíram que a alta resistência à fratura avaliada para FPDs feitas a partir de DC-Zirkon mostrou alto desempenho da cerâmica, com propriedades mecânicas satisfatórias.

ALBAKRY *et al.*, em 2003, compararam resistência à flexão biaxial, módulo de elasticidade e fases cristalinas (através de difração radiográfica) de três Materiais prensados de cerâmica pura: IPS Empress, IPS Empress 2 e uma nova cerâmica experimental (EC), a qual deveria apresentar melhores propriedades estéticas e mecânicas. Foram realizadas em três cerâmicas as resistências à flexão através de uma máquina de prova universal (Autógrafo AG-G; Shimadzu, Kyoto, Japan). Para determinar o módulo de elasticidade foi usado ASTM (Standard plate resonance test method). O método de difração radiográfica (Difratômetro D5000; Siemens, Munich, Alemanha) foi usado para determinar as fases cristalinas dos materiais nas condições: 1. Antes da prensagem; 2. Após a prensagem; 3. Após tratamento adicional de calor. Os autores observaram que IPS Empress 2 e EC apresentaram maior resistência à flexão biaxial e maior módulo de elasticidade quando comparados ao IPS Empress:

Material	Res. à flexão biaxial(MPa)	Módulo de Elastic.(GPa)
IPS Empress	175 (+ ou - 32)	65
IPS Empress2	407 (+ ou - 45)	103
EC	440 (+ ou - 55)	91

A Difração radiográfica demonstrou que a leucita é o principal componente do IPS Empress. Este sistema não demonstrou nenhuma mudança após qualquer prensagem ou tratamento de calor. A principal porção cristalina nos sistemas IPS Empress 2 e EC é o disilicato de lítio. Após a prensagem foram observadas diferentes intensidades e posições de picos do disilicato de lítio. Após o tratamento adicional de calor, o sistema IPS Empress 2 apresentou diminuição da intensidade de fundo adicional, que foi resultado da cristalização homogênea adicional dentro da matriz vítrea. EC mostrou posições de pico de disilicato similares ao Empress 2. Dentro das limitações do estudo, os materiais cerâmicos de vidro a base de disilicato de lítio mostraram uma melhor resistência à flexão e módulo de elasticidade, quando comparados com materiais à base de leucita. A análise da difração radiográfica revelou semelhanças entre IPS Empress 2 e EC, mostrando que a prensagem influencia a textura dos cristais de di-silicato de lítio. Apesar do conteúdo cristalino desses materiais prensados serem de aproximadamente 60%, eles ainda proporcionam boa translucidez, resistência e estética satisfatórias.

Em 2003, **CALDAS** avaliou a resistência à fratura e à fadiga + 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, usando pontas diamantadas nº 4103 com paredes axiais de 8° e término cervical em ombro reto. Sessenta corpos-de-prova com 8 mm de diâmetro por 8,5 mm de altura 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. 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 Instron. 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.

DONG e DARVELL, em 2003, estudaram o modo de falha de estruturas cerâmicas por meio da indentação, a carga e a força de tração para a iniciação de fenda na superfície de cimentação, em função do módulo de elasticidade do substrato e da espessura da cerâmica. Os 60 discos de cerâmica de vidro (IPS Empress 2, Ivoclar) foram agrupados e divididos igualmente de acordo com espessuras (T_c) de 0,2, 0,6, 1,2, 1,6 e 2,4 mm e 10 mm de diâmetro. A confecção foi pelo método da cera perdida; sendo o módulo de elasticidade fixado em 10 Gpa. Selecionaram substratos de vários polímeros, os quais deveriam alcançar valores próximos do módulo de elasticidade da dentina ($E_s = 2, 6, 10$ GPa). Utilizando uma máquina de ensaio universal (Modelo 1185, Instron, High Wycombe, Inglaterra), os espécimes foram submetidos a testes mecânicos sendo a carga de falha (F_c) registrada, definida esta como a carga que resulta a rachadura inicial. Após a prova de falha, cinco espécimes cerâmicos, ainda cimentados ao substrato foram selecionados para cada grupo e colocados num forno a 220°C por 5 minutos para separar o cimento, sem qualquer dano adicional. As cerâmicas foram limpas em banho de etanol 95% por 15 minutos e em seguida observadas em microscopia eletrônica de varredura SEM (XL30CP, Philips Electron Optics, Eindhoven, The Netherlands). A falha observada iniciava-se na superfície de cimentação da cerâmica para todas as espessuras e módulo de

elasticidade. Os resultados desse estudo mostram que a força de tensão é o fator predominante na falha inicial de estruturas cerâmicas.

Em 2003, **SPOHR et al.** avaliaram a resistência à tração da união entre cerâmica de infra-estrutura IPS Empress 2 (Ivoclar) e materiais de fixação sob diferentes tratamentos na superfície da cerâmica, associado ou não à aplicação do silano. Foram confeccionados duzentos e quarenta discos em cerâmica com 5,5 mm de diâmetro por 2,5 mm de espessura e separados em 12 grupos de 10 pares de discos. Cada grupo foi submetido aos seguintes tratamentos: Grupos 1 e 7 – jateamento com óxido de alumínio 100 μm ; Grupos 2 e 8 – jateamento com óxido de alumínio 100 μm e aplicação do silano; Grupos 3 e 9 – jateamento com óxido de alumínio 50 μm ; Grupos 4 e 10 – jateamento com óxido de alumínio 50 μm e aplicação do silano; Grupos 5 e 11 – condicionamento com ácido fluorídrico 10%, por 20 segundos; Grupos 6 e 12 – condicionamento com ácido fluorídrico 10%, por 20 segundos e aplicação do silano. Após, os discos em cerâmica dos grupos 1 a 6 foram unidos em pares com adesivo Single Bond e cimento resinoso Rely X, e os discos dos grupos 7 a 12, com cimento de ionômero de vidro modificado por resina ProTec CEM. Em seguida, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37° C durante 24 horas, seguido de 500 ciclos térmicos de 5° C e 55° C, com duração de 1 minuto em cada banho. Após, os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de tração em máquina Instron (Modelo 4411) com velocidade de 1 mm/minuto. O tipo de falha foi verificado numa lupa estereoscópica com aumento de 20 vezes. As médias dos resultados foram: Grupo 1 - 3,80 MPa; Grupo 2 - 8,35 MPa; Grupo 3 - 5,35 MPa; Grupo 4 - 11,84 MPa; Grupo 5 - 16,94 MPa; Grupo 6 - 25,36 MPa; Grupo 7 - 0,51 MPa; Grupo 8

- 3,61 MPa; Grupo 9 – 0,64 MPa; grupo 10 – 4,06 MPa; grupo 11 – 4,75 MPa; e, Grupo 12 – 11,20 MPa. Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey ($p < 0,05$) e mostraram que a fixação com cimento resinoso Rely X proporcionou maiores valores de resistência à tração em relação ao ProTec CEM, independente do tratamento superficial da cerâmica e silanização ($p < 0,05$); o tratamento da superfície da cerâmica com ácido fluorídrico 10% forneceu maiores valores de resistência à tração ($p < 0,05$) em relação ao jateamento com óxido de alumínio 50 μm e 100 μm , independente do material de fixação e silanização; a aplicação do silano aumentou a resistência de união em relação às superfícies sem aplicação do silano, independente do material de fixação e tratamento superficial da cerâmica. Nos corpos-de-prova fixados com o ProTec CEM, as falhas foram adesivas quando realizado o jateamento com óxido de alumínio e não aplicado o silano, e predominantemente coesivas no cimento quando associado condicionamento com ácido fluorídrico e silanização. Já, nos corpos-de-prova fixados com Rely X, as falhas foram predominantemente mistas.

3 – PROPOSIÇÃO

Os trabalhos relacionados na Revisão da Literatura mostram que os procedimentos de cimentação, fadiga e fratura são rotineiramente usados nos ensaios com cerâmica dental.

Devido a importância da utilização das cerâmicas na Odontologia, esta monografia, analisou o efeito da resistência à fratura e fadiga das cerâmicas odontológicas à base de alumina, di-silicato de lítio e leucita, em água destilada e a seco, fixadas com diferentes cimentos.

4 - DISCUSSÃO

O tratamento restaurador dental, seguindo os princípios de bioestética funcional requer materiais odontológicos que preencham, através de suas propriedades, os requisitos de resistência mecânica e longevidade quando expostos ao meio bucal.

O ambiente bucal é extremamente agressivo para qualquer tipo de material restaurador utilizado em Odontologia. Assim, há necessidade de testar mecanicamente estes materiais, a fim de que seja determinado qual material se comportará melhor clinicamente. Uma forma de ensaiar esses materiais é através do ensaio de fadiga.

Fadiga é uma fratura retardada resultante de um longo período de serviço causado pelo desenvolvimento de falhas microscópicas em áreas de concentração de tensões. Vários são os tipos de fadiga: estática, cíclica, por corrosão ou pequenas flutuações de estresse. A carga atuando continuamente promove união das falhas, formando longas fissuras que provocarão a fratura das restaurações (ASTM, 1979, WISKOTT *et al.* 1995). Segundo VAN VLACK e LAWRENCE (1989), componentes e estruturas usadas 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. Fadiga é uma falha considerada importante para certos tipos de restaurações dentais sujeitas à pequenas alternâncias de forças durante a mastigação. Embora os fracassos não sejam freqüentes, algumas restaurações falham totalmente como resultado da fadiga, sem qualquer outro tipo de causa

aparente (NIELSEN, 1996). Segundo ANDERSON *et al.*, em 1990, estima-se que 90% de todas as falhas mecânicas são provocadas por fadiga.

A resistência de uma coroa clínica é influenciada por outros fatores, tais como: espessura da coroa, porosidade, forma do preparo do dente, cimento, direção e localização da carga aplicada e localização da carga aplicada.

Além desses outros fatores podem contribuir para o fracasso das restaurações cerâmicas no meio bucal. Alguns estudos têm mostrado que a resistência à fratura das cerâmicas diminui quando ensaiadas em água, em relação ao ambiente seco (FAIRHURST *et al.*, 1993, SCHERRER e RIJK, 1993, AZER *et al.*, 2001). Segundo MICHALSKE e FREIMAN (1983) e YOSHINARI e DERAND (1994), as falhas nas cerâmicas são atribuídas também à presença de microdefeitos dentro do material e à degradação do material em meio aquoso, o que ocasionaria o aumento da quantidade de trincas presentes no material em função da tensão de corrosão. Já, para VAN VLACK e LAWRENCE (1989) 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 do coping cerâmico sofra maior corrosão.

Segundo SHERRIL e O'BRIEN (1974), FAIRHURST *et al.* (1993) e CORRER SOBRINHO *et al.* (1998) ocorre uma diminuição na resistência à fratura, quando as cerâmicas foram ensaiadas em água em relação ao ambiente seco. DRUMMOND *et al.* (2000) também observaram que as cerâmicas submetidas à cargas cíclicas após armazenadas em meio úmido apresentavam resistências à flexão e fratura inferiores em relação às amostras armazenadas em meio seco. MEYERS *et al.* (1994)

observaram que as cerâmicas demonstraram susceptibilidade à tensão de corrosão de fadiga quando ensaiadas em água, e SHOUTHAN & JORGENSEN (1974) mostraram que a capacidade da cerâmica dental em suportar uma carga estática em água diminuía com o aumento da aplicação da carga.

Para ANUSAVICE (1992) a corrosão da cerâmica ocorre mais facilmente na sua fase vítrea do que na sua fase cristalina. O IPS Empress 2, contém uma fase vítrea e uma fase cristalina que é composta de di-silicato de lítio. Ainda segundo ANUSAVICE (1992), o lítio pode ser lichiviado de uma matriz vítrea pela ação de íons hidrogênio ou moléculas de água. O problema é que o lítio no IPS Empress 2 está no cristal, fase esta mais resistente a corrosão. No entanto, existe a possibilidade do IPS Empress 2 sofrer corrosão pela água.

Já, para o In Ceram esta possibilidade é mais remota, pois é composto por 85 % em peso de cristais de alumina. Assim, dois são os problemas: primeiro é a maior dificuldade da água causar corrosão em um cristal; e o segundo é que o óxido de alumínio é utilizado em cerâmicas feldspáticas e cerâmicas de vidro para aumentar a resistência à corrosão destes materiais. Contudo o Cergogold não apresenta diferença entre fadiga seca e em água destilada, quando fixada com cimento resinoso (CALDAS, 2003). OHYAMA *et al.* (1999) observaram que cerâmicas com alto conteúdo de leucita eram pouco afetadas pela fadiga cíclica mesmo quando havia trincas pré-existentes. Isto se dava devido à presença de estresse compressivo na matriz vítrea causado pela diferença de coeficiente de expansão térmica com o cristal de leucita, o que sugere que a trinca pára de se propagar, quando atinge o cristal de leucita. Mc LEAN (1965) relatou que quando existe diferença no coeficiente de

expansão térmica entre a carga e a matriz, uma trinca não consegue passar pela carga, tendo assim que contorná-la necessitando de maior energia para propagação.

Já, segundo JAGER *et al.* (2000) microtrincas podem ser formadas durante o processo de esfriamento da cerâmica, devido à diferença na expansão térmica das partículas de leucita tetragonais e da matriz vítrea circundante. Durante o esfriamento as partículas de leucita contraem mais que a matriz vítrea induzindo microtrincas circunferencialmente às partículas de leucita. Aparentemente estas partículas induzem a maior concentração de estresse do que as falhas superficiais da cerâmica. Isto provavelmente explica porque a cerâmica Cergogold apresenta resistência inferior após ter sido submetido à fadiga quando fixado com cimento resinoso e de ionômero de vidro. Provavelmente, isso pode ter influenciado o Cergogold a ter resultados inferiores ao do In Ceram e do IPS Empress 2. YOSHINARI e DERAND (1994) submetendo corpos-de-prova ao teste de resistência à fratura e à fadiga verificaram que a resistência da cerâmica Vitadur N diminuía significativamente após submetida ao teste de fadiga. A média obtida foi de 1022 N para o teste de fratura e 770 N para o teste de fadiga, seguido pelo teste de fratura em corpos-de-prova fixados com cimento de fosfato de zinco. Por outro lado, DE LONG *et al.* (1989) observaram que nenhuma diferença estatística foi encontrada nas cerâmicas submetidas à fadiga (seco) e em saliva artificial.

PROBSTER (1992) mostrou que coroas In Ceram em dentes anteriores (964 N) apresentavam maior resistência à fratura do que IPS Empress (814 N e 750 N) fixadas com cimento de fosfato de zinco. ALBAKRY *et al.* (2003) verificaram que o sistema IPS Empress 2 (407 MPa) mostraram maior resistência biaxial em relação ao IPS Empress 1 (175 MPa) GREY *et al.* (1993) submeteram coroas em forma de pré-

molares ao teste de resistência à fratura e obtiveram valor de 1609 N para In Ceram com 0,7 mm de espessura de corpo e 1557 N para metalocerâmica. CORRER SOBRINHO *et al.* (1998) verificaram que a In Ceram 2183 N apresentava maior resistência à fratura do que OPC™ 1814,5 N e IPS Empress 1609 N ($p < 0,05$), quando fixadas com o cimento de ionômero de vidro (Fuji). Já, KANG *et al.* (1992) obtiveram valores de 2734,8 N para as coroas metalocerâmicas, 1479,9 N para In Ceram e 761,1 N para IPS Empress.

YOSHINARI e DERAND (1994) aplicando carga inclinada (10°) em pré-molares, para o teste de fadiga em água destilada, obtiveram valores estatisticamente superiores para a cerâmica In Ceram (1060 N) em relação as IPS Empress (891 N), Dicor (840 N) e Vitadur (770 N), fixadas com o cimento de fosfato de zinco.

CHAI *et al.* (2000) fixando coroas In Ceram com cimento resinoso PANAVIDA e aplicando carga compressiva num ângulo de 45° , com valores de resistência à fratura superiores (1005 N) em relação ao cimento de ionômero de vidro (920 N). LEEVAILOJ *et al.* (1998) verificaram que coroas In Ceram fixadas com cimento resinoso Panavia 21 (143,2 kg) apresentaram resultados numericamente superiores em relação ao cimento de ionômero de vidro Vitremer (135,6 kg), porém sem diferença estatística. Já, as coroas de cerâmica Vitadur Alpha fixadas com o Panavia 21 (102,2 kgf) apresentaram resultados estatisticamente superiores em relação ao Vitremer (86,6 kgf). SOBRINHO *et al.* (1999) mostraram que coroas In Ceram fixadas com cimento de fosfato de zinco e dois ionômeros de vidro, sobre dois tipos de preparos com 8° e 16° de convergência, apresentavam resultados inferiores para as amostras fixadas com os cimentos de ionômero de vidro (1145 N e 1146 N) para 8° de convergência e (1156,4 N e 1150,1 N) para convergência de 16° . SOBRINHO *et*

al. (1998) verificando a resistência à fratura e fratura + fadiga em ambiente seco e úmido da cerâmica In Ceram após fixação com cimento de fosfato de zinco (1901 N, 1601N e 1422 N) e ionômero de vidro (1256 N, 1156 N e 1075 N) observaram maior resistência das coroas fixadas com cimento de fosfato de zinco após ensaio de fratura e fadiga + fratura em relação ao cimento de ionômero de vidro.

Provavelmente, uma das razões para maior diferença nos valores de resistência está relacionada com as melhores propriedades do cimento resinoso em relação ao cimento de ionômero de vidro modificado por resina (SHIDHU e WATSON, 1995; LI e WHITE, 1999; KNOBLOCH *et al.*, 2000, DONG e DARVELL, 2003, SPOHR *et al.*, 2003). Segundo MITCHELL *et al.* (1999) a tenacidade dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina é menor que dos cimentos resinosos. Isso promove 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. GORODOVSKY e ZIDAN (1992) e TUNTIPRAWON (1999) relataram melhor desempenho do cimento resinoso em relação ao cimento de ionômero de vidro e fosfato de zinco. Além disso, a menor resistência obtida com as coroas In Ceram, IPS Empress 2 e Cergogold foram as fixadas com cimento de ionômero de vidro em relação as fixadas com cimento resinoso (CALDAS, 2003). Segundo LEEVAILOJ *et al.* (1998), a menor resistência do cimento de ionômero de vidro pode ter sido causada pela sorção de água e degradação.

CALDAS, em 2003, a realizar ensaios mecânicos, observou que uma camada de cimento resinoso cobria totalmente a área do preparo do dente, enquanto os fixados com cimento de ionômero de vidro, aproximadamente 70% da área era recoberta pelo cimento. Provavelmente, parte do cimento de ionômero de vidro pode

ter se deteriorado, aderido na parte interna da coroa ou sofrido expansão, diminuindo o seu módulo de elasticidade, resultando inclusive numa mudança no suporte da coroa. A expansão por menor que seja pode causar danos na cerâmica, pois as trincas na região interna do *coping* sofrem tensão de tração favorecendo a sua propagação. Segundo CATTANI-LORENTE *et al.* (1999) os cimentos de ionômero 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% em 24 horas. Talvez isso possa explicar a diferença dos valores para amostras fixadas com cimento resinoso e ionômero de vidro, além da resistência dos próprios materiais. Segundo OILO (1978), os agentes de cimentação têm baixas capacidade de umedecimento e, após a presa, eles podem solubilizar-se e sair da restauração e do dente através da interface. Essa inabilidade de preencher completamente o espaço entre a coroa e o dente se 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, HONDRUM e O'BRIEN, 1988).. OHYAMA *et al.* (1999) observaram que o In Ceram alumina é mais susceptível à fratura por fadiga quando da presença de falhas na estrutura, o que pode ser potencializado pela baixa adesão entre a alumina e a resina com base de BIS-GMA. ANUSAVICE e HOJJATIE (1992) verificaram que a tensão se concentrava na superfície interna dos corpos-de-prova, exatamente na região onde falhas na adesão do In Ceram com a resina poderiam ocorrer. De acordo com KELLY *et al.* (1990) a maioria das falhas em

coroas iniciava-se na superfície interna dos corpos-de-prova, indicando que essa superfície era colocada sob maior tensão ou provavelmente em locais com grandes falhas ou vazios. ANUSAVICE e HOJJATIE (1992) verificaram que a tensão se concentrava na superfície interna dos corpos-de-prova apresentando falhas e vazios, enquanto a tensão na área marginal foi relativamente baixa e homogênea.

Os corpos-de-prova confeccionados com a cerâmica In Ceram e IPS Empress 2 apresentaram melhores propriedades mecânicas em função da sua composição, aproximadamente 85% de cristais de óxido de alumina para o In Ceram e 60% de cristais de dissilicato de lítio para o IPS Empress 2 (YOSHINARI e DERAND, 1994, TINSCHERT et al., 2001). Além disso, para o sistema In Ceram, vazios ou falhas de estrutura, podem ser quase eliminados durante o processo da infiltração com vidro, formando uma estrutura homogênea, livre de poros (BACCETTI et al., 1994). Por outro lado, a resistência do sistema Cergogold, é inferior aos sistemas In Ceram e IPS Empress 2, isto ocorreu provavelmente devido ao tipo e ao baixo conteúdo de carga (leucita) presente nesse sistema. Alguns estudos (CORRER SOBRINHO et al., 1998; OHYAMA et al., 1999; YOSHINARI e DERAND 1994) mostraram resultados inferiores do sistema IPS Empress utilizando a leucita como carga em relação ao sistema In Ceram.

As coroas In Ceram e IPS Empress 2 fixadas com o cimento resinoso ou ionômero de vidro têm alta resistência à fratura quando comparadas com Cergogold (CALDAS, 2003). A alta resistência do In Ceram e IPS Empress 2 pode ser devido ao tipo de carga, e isto explicaria a maior capacidade destes materiais de resistir tensões (BACCETTI et al., 1994). Corpos cerâmicos com alta resistência oferecem muitas vantagens, incluindo a reduzida probabilidade de fracassos por sobrecarga, bem

como reduzida probabilidade de danos nas coroas durante a cimentação (ZENG *et al.*, 1996).

5- CONCLUSÃO

Após revisão da literatura ficou evidente na discussão que as cerâmicas submetidas aos ensaios mecânicos em meio úmido proporcionaram diminuição dos valores de resistência em relação às submetidas em meio seco. Também ficou evidente que as cerâmicas à base de alumina e disilicato de lítio apresentaram resistência superior às cerâmicas à base de leucita.

REFERÊNCIAS*

1. AMERICAM SOCIETY FOR TESTING MATERIALS E 206 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, S.N. *Op. cit.* Ref. 62.
2. ALBAKRY, M., GUAZZATO, M., SWAIN, M.V. Biaxial flexural strength, elastic moduli and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.89, n.4, p.374-380, April. 2003.
3. ANDERSON, J.C. *et al.* **Materials science**. 4th ed. London: Chapman and Hall, 1990. 214p.
4. ANUSAVICE, K.J. Degradability of Dental Composite. *Adv Dent Res*, Washington, v.6, p.82-89, Sept. 1992.
5. ANUSAVICE, K.J.; HOJJATIE, B. Tensile stress in glass-ceramic crowns: Effects of flaws and cement voids. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.5, n.4, p.351-358, July/Aug. 1992.
6. AWLIYA, W. *et al.* High energy abrasion and resin cement bond to alumina core. *J Dent Res*, Washington, v.75, Special Issue, p.378, 1996. Abstract, 2884.
7. BACCETTI, T.; GIOVANNONI, A.; BERNARDINI, V.D. Restorative to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.7, n.2, p.149-154, 1994.

* Baseada na NBR-6023 de ago. de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviatura dos títulos dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.

8. BORGES, A.G. *et al.* História e atualidades das cerâmicas odontológicas. **Rev ABO Nac**, São Paulo, v.9, n.2, p.112-117, abr./maio 2001.
9. CALDAS, D. B. M. **Avaliação da resistência à fratura e à fadiga a seco e em água destilada de sistemas cerâmicos fixados com cimentos** História e atualidades das cerâmicas odontológicas. Piracicaba, 2003. p.137. Tese (Doutorado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
10. CATTANI-LORENTE, M.A. *et al.* Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cement. **Dent Mater**, Oxford, n.15, p.71-78, Feb. 1999.
11. CATTEL, M.J. *et al.* The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. **J Dent**, Oxford, v.27, n.3, p.183-196, Mar. 1999.
12. CHAI, J. *et al.* Probability of fracture of all-ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.13, n.5, p.420-424, Sept./Oct. 2000.
13. DE LONG, R.; GOODKIND, R.J.; DOUGLAS, W.H. Corrosion fatigue of the bond between nickel-chrome casting alloys and porcelain. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.52, n.3, p.344-348, Sept. 1984.
14. DELLA BONNA, A. Ceramics: desenvolvimento e tecnologia. **RFO UPF**, Passo Fundo, v.1, n.1, p.13-23, jan./jun. 1996.
15. DONG, J.K. *et al.* Heat-pressed ceramics technology and strength. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.5, n.1, p.9-16, Jan./Feb. 1992.
16. DONG, X.D, DRVELL, B.W. Stress distribution and failure mode of dental ceramic structures under Hertzian indentation. **Dent Mater**, Oxford, v.19, n.3, p.542-551, Mar. 2003.

17. DOYLE, M.G. *et al.* The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: part 2. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.3, n.3, p.241-248, May/June 1990.
18. DRUMMOND, J.L. *et al.* Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. **Dent Mater**, Oxford, v.16, n.3, p.226-233, May 2000.
19. FAIRHURST, C.W. *et al.* Fatigue parameters of a model feldspathic porcelain. **J Dent Res**, Washington, v.72, Special Issue, p.175, Jan. 1993. Abstract, 573.
20. FRIENDLANDER, L.D. *et al.* The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns part 1. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.3, n.2, p.159-168, Mar./Apr. 1990.
21. GORODOVSKY, S.; ZIDAN, O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.68, n.2, p.269-274, Aug. 1992.
22. GREY, N.J.A.; PIDDOCK, V.; WILSON, M.A. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. **J Dent**, Oxford, v.21, n.1, p.47-51, Feb. 1993.
23. HONDRUM, S.O. The strength of cemented alumina core and magnesia core crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.1, n.2, p.190-195, Mar./Apr. 1988.
24. HONDRUM, S.O.; O'BRIEN, W.J. The strength of Alumina and Magnesia Core Crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.1, n.1, p.67-72, 1988.
25. JARGER, D.E.N.; FEILZER, A.J.; DAVIDSON, C.L. The influence of surface roughness on porcelain strength. **Dent Mater**, Oxford, v.16, p.381-388, Feb. 2000.

26. JONES, D.M. Development of dental ceramics: an historical perspective. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.29, n.4, p.621-644, Oct. 1985.
27. JONES, D.M. The strength and strengthening mechanisms of dental ceramics in dental ceramics. *In*: McLEAN, J.W. (Ed.) **Proceedings of the first international symposium on ceramics**. Chicago: Quintessence, 1983. *Apud* McLEAN, J.W. *Op cit.* Ref. 35.
28. KELLY, J.R. *et al.* Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restoration. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.3, n.5, p.430-440, Sept./Oct. 1990.
29. KERN, M.; THOMPSON, V.P. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.73, n.3, p.240-249, Mar. 1995.
30. KOLBER, K.H.; LUDWIG, K. Maximale kaukraft als berechnungsfaktor zahntechnischer konstruktionen. **Dent Labor**, v.31, p.55-60, 1983. *Apud* PROBSTER, L. *Op. cit.* Ref. 47.
31. KNOBLOCK, L.A. *et al.* Fracture toughness of resin-based luting cements. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.83, n.2, p.204-209, Feb. 2000.
32. LEEVAILOJ, C. *et al.* *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**, Saint Louis, v.80, n.6, p.669-707, Dec. 1998.
33. LEHMANN, M.L.; HAMPSON, E.L. A study of strain patterns in jacket crowns on anterior teeth resulting from different tooth preparations. **Br Dent J**, London, v.113, n.10, p.337-345, Nov. 1962.

34. LEONE, E.F.; FAIRHURST, C.W. Bond strength and mechanical properties of dental porcelain enamels. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.18, n.2, p.155-159, Aug. 1967.
35. LI, Z.C.; WHITE, S.N. Mechanical properties of dental luting cements. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.81, n.5, p.597-609, May 1999.
36. LUDWIG, K. Studies on the ultimate strength of all-ceramic crowns. **Dent Labor (Munch)**, Munchen, v.91, n.5, p.647-651, 1991.
37. LUO, X.P. *et al.* AFM and SEM study of the effects of etching on IPS Empress 2tm dental ceramic. **Surf Sci**, New York, v.491, n.3, p.388-394, Oct. 2001.
38. McLEAN, J.W. The Reinforcement of Dental Porcelain with Ceramic Oxides. **Br Dent J**, London, v.119, n.6, p.251-267, Sept. 1965.
39. McLEAN, J.W. The science and art of dental ceramics. **Oper Dent**, Seattle, v.16, n.4, p.149-156, July/Aug. 1991.
40. MEYERS, M.L. *et al.* Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.79, n.6, p.549-553, Nov./Dec. 1994.
41. MICHALSKE, T.A.; FREIMAN, S.W. A molecular mechanism for stress corrosion in vitreous silica. **J Am Ceram Soc**, Chicago, v.66, n.4, p.284-288, 1983.
42. MITCHELL, C.A.; DOUGLAS, W.H.; CHENG, T.S. Fracture toughness of conventional, resin-modified glass-ionomer and composite luting cements. **Dent Mater**, Oxford, v.15, p.7-13, Oct. 1998.
43. NIELSEN, L.E. Simple theory of stress-strain properties of filled polymeris. **J Appl Polym Sci**, New York, v.10, n.1, p.97-193, 1966.

44. OHYAMA, T.; YOSHINARI, M.; YUTAKA, O. Effects of Cyclic loading on strength of All-Ceramic Materials. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.12, n.1, p.28-37, 1999.
45. OH, S.C., DONG, J.K, LUTHY, H. et al. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.13, n.6, p.468-472, 2000.
46. OILO, G. Adaptation of luting cement to enamel, dentin and restorative material. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.36, n.3, p.149-156, 1978.
47. PANZERA, C. **OPC™ The new and improved pressable ceramic**. Brochure: Jeneric Pentron, 1997.
48. PETTROW, J.N. Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.11, n.2, p.334-344, Mar./Apr. 1961.
49. PHILLIPS, R.W. **Skinner's science of dental materials**. 10th ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 1996. Chap. 26.
50. PHILP, G.K.; BRUCKL, C.E. Compressive strengths of conventional, twin foil and all-ceramic crown. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.52, n.2, p.215-220, Aug. 1984.
51. PROBSTER, L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.5, n.5, p.409-414, Sept./Oct. 1992.
52. RILEY, E.J. Ceramo-metal restoration. State of the science. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.21, n.4, p.669-682, Oct. 1977.
53. SCHERRER, S.S.; RIJK, W.G. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic modules. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.6, n.5, p.462-467, 1993.

54. SEGHI, R.R. *et al.* Flexural strength of new ceramic materials. **J Dent Res**, Washington, v.69, Special Issue, p.299, Jan. 1990. Abstract, 1521.
55. SHERRIL, C.A.; O'BRIEN, W.J. Transverse strength of aluminous and feldspathic porcelain. **J Dent Res**, Washington, v.53, n.3, p.683-690, 1974.
56. SIDHU, S.K.; WATSON, T.F. Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: Properties. **Dent Update**, London, v.22, n.10, p.429-432, Dec. 1995.
57. SOBRINHO, L.C. *et al.* Comparison of the wet and dry fatigue properties of all ceramic crowns. **J Mater Sci Mater In Med**, London, v.9, p.517-521, Aug. 1998.
58. SOBRINHO, L.C. *et al.* Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.11, n.3, p.255-262, May/June 1998.
59. SOBRINHO, L.C. *et al.* Effect of Convergence angle and luting agent on the fracture strength of In ceram crowns. **J Mat Science Mat In Medicine**, London, v.10, p. 493-496, 1999.
60. SONNENBURG, M. *et al.* Zur balastung der zahne desmenchlichen kiefers. **Zahn mundund kieferhellkd**, v.66, p.125-132, 1978. *Apud* PROBSTER, L. *Op. cit.* Ref. 47.
61. SOUTHAN, D.E.; JORGENSEN, K.D. The endurance limit of dental porcelain. **Aust Dent J**, Saint Leonards, v.19, n.1, p.7-11, Feb. 1974.

62. SPOHR, A. M., CORRER SOBRINHO, L., CONSANI, S. *et al.* Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.16, n.3, p.277-282, May/June 2003.
63. STRUB, J.R.; BESCHNIDT, S.M. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.11, n.6, p.602-609, Nov./Dec. 1998.
64. TINSCHERT, J. NATT, G., MAUTSCH, W. *et al.* Fracture resistance of lithium disilicate-alumina, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.14, n.3, p.231-238, May/June 2001.
65. TUNTIPRAWON, M. Effect of tooth surface roughness on marginal seating and retention of complete metal crowns. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.81, n.2, p.142-147, Feb. 1999.
66. VAN NOORT, R. **Introduction to dental materials**. London: Mosby Books, 1994. *Apud DELLA BONNA, A. Op. cit. Ref. 12.*
67. VAN VLACK; L.W. **Elements of materials science and engineering**. 6th ed. Reading : Addison Wesley, 1989. Chap. 14, p.501-550.
68. WHITE, S.N. Mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. **Dent Mater**, Oxford, v.9, n.4, p.260-264, July 1993.
69. WISKOTT, H.W.; NICHOLLS, J.I.; BELSER, U.C. Stress fatigue basic principles and prosthodontic implications. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.8, n.2, p.105-116, Mar./Apr. 1995.
70. YOSHINARI, M.; DERAND, T. Fracture strength of all-ceramic crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.7, n.4, p.329-338, July/Aug. 1994.