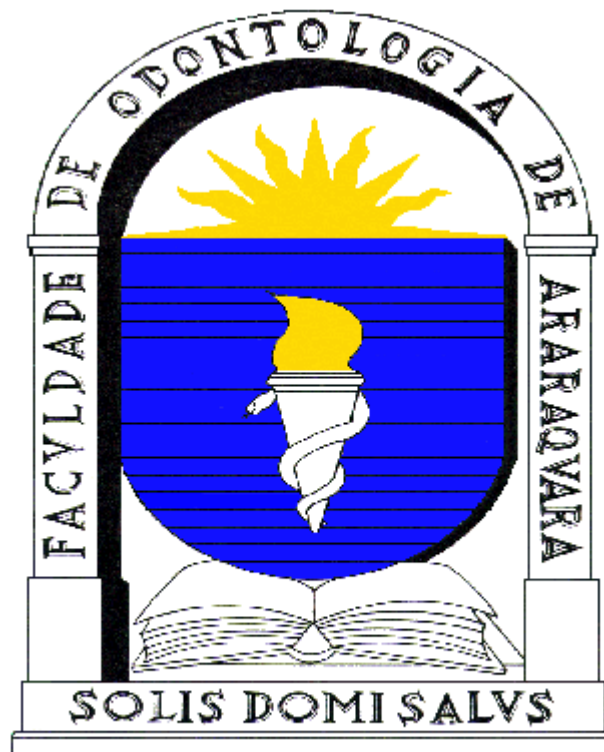


MAX VON SCHALCH



**RESISTÊNCIA À FLEXÃO, RESISTÊNCIA À TRAÇÃO
DIAMETRAL E DUREZA DE SISTEMAS CERÂMICOS
PARA INFRA-ESTRUTURA**

**Araraquara
2003**

MAX VON SCHALCH

**RESISTÊNCIA À FLEXÃO, RESISTÊNCIA À
TRAÇÃO DIAMETRAL E DUREZA DE
SISTEMAS CERÂMICOS PARA INFRA-
ESTRUTURA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio Mesquita Filho”, para obtenção do título de mestre em Reabilitação Oral, área de Prótese.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz

**Araraquara
2003**

DADOS CURRICULARES

MAX VON SCHALCH

Nascimento 21/11/1978 – Analândia-SP

Filiação Ubiramar Augusto Schalch
Ana Maria Pistarini Schalch

1997-2000 Curso de Graduação
Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

2001-2003 Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral –
Área de Prótese (nível Mestrado).
Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

Schalch, Max Von

Resistência à flexão, resistência à tração diametral e dureza de sistemas cerâmicos para infra-estrutura / Max Von Schalch. – Araraquara : [s.n.], 2002.
116 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Max Von Schalch

1. Materiais dentários 2. Porcelana dentária 3. Resistência à tração I. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marley Cristina Chiusoli Montagnoli CRB 8/5646

Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Araraquara / UNESP

AGRADECIMENTOS

Especialmente aos meus pais, Ubiramar Augusto Schalch (Paizão) e Ana Maria Pistarini Schalch, por acreditarem no meu potencial, pelo apoio financeiro e pelo exemplo de honestidade e dedicação à felicidade dos filhos. Meu maior aprendizado foi a constatação de que vocês deixaram de ter seus privilégios para favorecerem os meus. Dedico, com todo amor, este trabalho a vocês;

Ao meu irmão Erik Von Schalch, pela amizade e pelo exemplo de humildade que representa;

À minha querida Mariana Reis, pela companhia e bons momentos que passamos juntos;

Ao professor doutor Gelson Luis Adabo, responsável direto pelo meu aprendizado inicial em pesquisa odontológica e pela amizade;

Ao meu orientador, professor doutor Carlos Alberto dos Santos Cruz, pela amizade e dedicação prestada à realização deste trabalho;

Ao professor doutor Luis Geraldo Vaz, pela ajuda durante a realização da parte experimental desta dissertação;

Aos demais professores do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela participação direta na minha formação de Mestre em Reabilitação Oral;

Ao companheiro de trabalho e colega de Pós-Graduação Eduardo Andrade de Oliva, pela amizade e colaboração no desenvolvimento desta dissertação;

Aos demais colegas de Pós-Graduação, especialmente ao meu melhor amigo, Raphael Freitas de Souza, pelos bons conselhos na profissão e na vida pessoal;

Aos meus queridos primos e amigos de Analândia, especialmente ao Ricardo (Damon), pessoa da mais fina qualidade e companheiro de grandes carnavais, que sempre se preocupou e torceu pela minha formação e felicidade;

À PROAP, pelo apoio financeiro na confecção dos corpos-de-prova cerâmicos deste trabalho.

1. Introdução

A indicação da cerâmica para uso odontológico iniciou-se há cerca de 200 anos quando Alexis Duchateau, preocupado com as próteses confeccionadas com dentes de animais, os substituiu por dentes cerâmicos buscando uma melhora na estética. Pouco tempo depois, em 1838, John Murphy obteve a primeira restauração em porcelana, desenvolvendo a técnica da lâmina de platina. Entretanto, a aceitação mundial das próteses em cerâmica só foi obtida no início da década de 1960 com a introdução do primeiro sistema metalocerâmico realizado com sucesso. Novas perspectivas também surgiram a partir da introdução da técnica de condicionamento ácido de esmalte e dos avanços obtidos com as técnicas adesivas^{11,26}.

Atualmente, a utilização de restaurações cerâmicas tem se constituído na principal alternativa de tratamento para reconstrução das estruturas dentárias perdidas. Os profissionais estão cada vez mais atraídos pelas vantagens destes materiais, como a elevada resistência à compressão, estabilidade de cor, radiopacidade, baixa condutibilidade térmica e elétrica, além de serem quimicamente inertes. Ao mesmo tempo, pacientes em busca de uma solução não só funcional, mas também estética, também são atraídos pelo excelente potencial destes materiais em simular a aparência dos dentes naturais, reproduzindo a textura e translucidez²⁶.

As cerâmicas convencionais, com composição à base de feldspato (SiO_2 , Al_2O_3 , Na_2O e variadas quantidades de K_2O), foram associadas às ligas metálicas, já que apresentavam baixa resistência à flexão (60-70MPa). Contudo, a base metálica tem constantemente afetado a estética, uma vez que o metal interfere no fenômeno de reflexão. Este fato tem estimulado o desenvolvimento de sistemas totalmente cerâmicos, que possam permitir a confecção de trabalhos com maior resistência, semelhantes aos obtidos com sistemas metalocerâmicos^{1,34,42}.

Esta busca iniciou-se na década de 60, quando McLean²⁴ desenvolveu a porcelana feldspática reforçada com óxido de alumínio, composta por maior quantidade de cristais de alumina (50% em massa), obtendo um alto módulo de elasticidade e uma resistência à flexão maior (180MPa) em relação às porcelanas feldspáticas convencionais.

Em 1968, surgiu um novo tipo de cerâmica reforçada por cristais de fluormica tetrasílica ($\text{K}_2\text{Mg}_5\text{SiO}_2\text{OF}_4$), apresentando resistência à flexão variando entre 127MPa e 239MPa. Este material, denominado Dicor (Dentsply), apresentava uma nova técnica de processamento, caracterizada pela injeção da cerâmica por centrifugação num molde refratário obtido pelo método da cera perdida^{30,35}.

Nas últimas duas décadas, surgiram sistemas cerâmicos também reforçados, com diferentes técnicas de processamento. Em 1989, segundo Magne & Belser²³, foi definida a técnica de dupla sinterização (*Slip Casting*),

criando o sistema In-Ceram (Vita). Nessa técnica, é confeccionada, na primeira cocção, uma infra-estrutura de óxido de alumínio sobre um troquel de revestimento. Esta infra-estrutura, depois de sinterizada, recebe a cobertura de um vidro de baixa fusão, que se difunde através da estrutura porosa por ação capilar. O processo consiste na aplicação de uma mistura de pó de óxido de lantânio com água destilada sobre a infra-estrutura, proporcionando após a segunda queima, uma resistência à flexão de 430MPa. Posteriormente foram desenvolvidos *copings* de óxido de magnésio, mais estéticos e menos resistentes (In-Ceram Spinel, 280MPa) e zircônio, mais resistentes e menos estéticos, indicados para infra-estrutura de prótese parcial fixa (In-Ceram Zirconia, 630MPa)^{2,18,19,23,34,39,44}.

Em 1991, foi desenvolvida uma cerâmica que usa como reforço o princípio da dispersão dos cristais de leucita, denominada de IPS Empress. Este material apresenta cristais de leucita com tamanho médio de 2,4µm. São processadas por injeção em moldes obtidos pela técnica da cera perdida. Sua resistência à flexão é comparável à da porcelana reforçada por alumina, com média de 130MPa^{6,8,17,24,31,40,48}.

Em 1998, o sistema IPS-Empress teve sua composição cristalina alterada para dissilicato de lítio (SiO_2 , Al_2O_3 , La_2O_3 , MgO , Zn , K_2O , Li_2O , P_2O_5), passando a se chamar IPS-Empress 2. Esta modificação teve a finalidade de melhorar as propriedades mecânicas e possibilitar a indicação para infra-estrutura de prótese parcial fixa. O processamento técnico é semelhante ao

da primeira versão do sistema, com a utilização do mesmo equipamento, alterando-se apenas o ciclo de aquecimento. Apresenta resistência à flexão de até 400MPa²⁰.

Em 1993, foi desenvolvido o sistema Procera, que utiliza a técnica CAD-CAM (leitura óptica de preparos dentais e fresagem de blocos cerâmicos por máquinas controladas por computador) para produção de coroas totais de cerâmica. Neste sistema, os preparos dentais no modelo são registrados em computador e, via *modem*, são enviados para uma central na Suécia. Estas informações permitem a usinagem de um novo troquel, sobre o qual é aplicada a cerâmica de óxido de alumínio. O resultado é a obtenção de uma infra-estrutura cristalina densa, com grânulos de 4µm e resistência à flexão superior a 600MPa. Posteriormente, a infra-estrutura é coberta por uma porcelana feldspática reforçada com alumina (All-Ceram, Nobel Biocare), com resistência à flexão de 73MPa, para formar a coroa Procera^{43,47,48}.

Outros sistemas cerâmicos também utilizam a tecnologia CAD-CAM (Cerec e Cerec II/Siems, Alemanha; Celay/Mikroma Technologies, Suíça). Todavia, os blocos usinados por estes sistemas podem apresentar diferentes composições, dificultando comparações^{4,33}.

A grande variedade na composição, com diferentes técnicas de processamento dos sistemas cerâmicos, dificulta a classificação dos mesmos e impede que possam ser indicados com clareza. Além disso, pequenas

alterações na composição destes materiais podem afetar significativamente sua resistência mecânica, interferindo no desempenho clínico dos mesmos.

Desta forma, a considerável variedade de sistemas cerâmicos disponíveis no mercado, no tocante à composição e técnicas de processamento, nos impulsionou a avaliar determinadas propriedades mecânicas destes materiais, indicados para infra-estrutura, com a finalidade de se obter parâmetros mais seguros para o emprego dos mesmos.

2. Revisão da Literatura

Josephson et al.²¹ (1985) realizaram uma análise comparativa da resistência à fratura de coroas totalmente cerâmicas Cerestore (Coors Biomedical - cerâmica reforçada por óxido de alumínio e magnésio) e Ceramco (Dentsply - cerâmica feldspática convencional) e coroas metalocerâmicas (metal Jel-Star e cerâmica Ceramco). Seis coroas de cada material foram confeccionadas a partir de preparos para coroa total em primeiros molares inferiores de modelos Typodont (Columbia Dentoform). Estes preparos foram moldados com material à base de polivinil-siloxano Reprosil (LD Caulk). Os modelos para o teste mecânico foram feitos em resina epóxica, obtidos após moldagem dos modelos com o mesmo material citado anteriormente, nos quais as coroas foram confeccionadas. Assim, as coroas, cimentadas sobre os modelos de resina epóxica foram testadas com uma carga vertical direcionada à fossa central da superfície oclusal por um cinzel pontiagudo, com velocidade de 0,02mm/min. As coroas metalocerâmicas apresentaram resistência à fratura acima de 4448,0N, enquanto as coroas Cerestore apresentaram 2046,18N e as coroas Ceramco 1267,74N. Assim, as coroas Cerestore apresentaram valores 60% maiores em relação à porcelana feldspática Ceramco, porém menos da metade da resistência à fratura das coroas metalocerâmicas. Os autores concluíram que

as coroas metalocerâmicas apresentam a melhor capacidade de resistir à forças oclusais em dentes posteriores, e o uso das coroas Cerestore deve ser cauteloso nesta região, principalmente quando estresses oclusais representarem um fator crítico.

Oilo³⁰ (1988) avaliou a resistência à flexão e os defeitos internos das porcelanas odontológicas Biodent e Ceramco (cerâmicas feldspáticas para cobertura de infra-estrutura metálica), NBK 1000, Vitadur N e Vita Hi-Ceram (cerâmicas reforçadas com alumina), Cerestore (cerâmica reforçada com óxidos de alumínio e magnésio) e Dicor (cerâmica reforçada com cristais de fluormica tetrasílica). O autor cita que a presença destes defeitos representa uma grande influência na resistência dos materiais cerâmicos, já que podem agir como iniciadores de fratura. Cinco corpos-de-prova de cada material, em forma de barra, foram confeccionados nas dimensões de 20mm x 5mm x 1mm, de acordo com as normas da ISO 6872-1984. Os espécimes das cerâmicas Biodent (Dentsply), Ceramco (Dentsply), NBK1000 (Dentsply), Vitadur N (Vita) e Hi-Ceram (Vita) foram obtidos a partir de uma matriz metálica, com medidas proporcionalmente maiores que a dos espécimes para compensar a contração do material durante o processamento técnico, na qual a cerâmica misturada à água era aplicada e, depois de um processo de secagem, era submetida ao processo de cocção recomendado pelo fabricante. Das marcas citadas acima, somente os espécimes da Hi-Ceram

foram confeccionados com o material para infra-estrutura (*coping*), enquanto as demais tiveram seus espécimes divididos em cerâmicas para infra-estrutura, dentina e esmalte. Os corpos de prova das cerâmicas Cerestore (Johnson&Johnson) e Dicor (Dentsply) foram obtidos através do processo de cera perdida, de acordo com as recomendações dos fabricantes. O ensaio de resistência à flexão, em três pontos, foi realizado com carga progressiva de 0,3N/min. e velocidade média de 0,1mm/minuto. Fragmentos de cada corpo quebrado, com exceção do Dicor, foram submetidos à análise de imagem computadorizada, com o objetivo do estudo do número, forma e tamanho dos defeitos internos dos materiais. Os defeitos da cerâmica Dicor foram estudados somente por microscopia eletrônica. A maior resistência à flexão foi encontrada no Dicor (239MPa), seguida pela Hi-Ceram (155MPa), Cerestore (145MPa), e as demais porcelanas (Biodent, Ceramco, NBK 1000 e Vitadur N) numa média de (116MPa). Não houve diferenças estatísticas na resistência mecânica para as cerâmicas de infra-estrutura, dentina e esmalte, dentro de uma mesma marca comercial. A menor quantidade de poros por área foi observada na cerâmica Biodent (36,5 poros/mm²), enquanto a maior foi para a cerâmica Cerestore (4367 poros/mm²). Além disso, a quantidade de poros nos espécimes de cerâmica para esmalte foi menor em relação aos espécimes de cerâmica para infra-estrutura, com exceção da marca Biodent. A média de tamanho dos poros foi de 10µm para todas as cerâmicas, com

exceção do Dicor, o qual apresentou média de 1µm. A área de secção transversal média ocupada pelos poros foi abaixo de 10% para a maioria das porcelanas, sendo que variações nesta porcentagem apareceram somente para os materiais Vitadur N e Cerestore, com 17,5% e 32,5%, respectivamente. Formas mais irregulares dos poros foram observados nas cerâmicas Dicor, Vitadur N e Cerestore, enquanto as demais apresentaram defeitos com formato aproximadamente circular. Com a análise dos resultados, o autor concluiu que não houve correlação entre a resistência à flexão e a quantidade de poros.

Campbell⁵ (1989) comparou a resistência à flexão de quatro materiais cerâmicos (Dicor/Dentsply; Optec/Jeneric Pentron; Hi-Ceram/Vita e Cerestore/Johnson & Johnson) com uma porcelana feldspática reforçada com alumina (Vitadur/Vita), e três materiais metálicos para infra-estrutura (Jelenko "O"/Jelenko; Olympia/Jelenko; Rexillum/Jeneric Pentron, sendo todos cobertos com a porcelana feldspática VMK 68, da Vita). Um total de 150 barras, nas dimensões de 20mm x 2,5mm x 2,5mm foram confeccionadas. Trinta barras foram confeccionadas para as ligas metálicas, que receberam uma cobertura de 1mm de porcelana sobre um dos lados da mesma. Os trinta espécimes da cerâmica Dicor foram divididos em três grupos, sendo que o primeiro era composto pela cerâmica somente fundida,

o segundo apresentava a cerâmica fundida e a aplicação da cerâmica que proporciona o matiz e a estética (*shading porcelain*) e o terceiro era composto pela cerâmica fundida e a cobertura de 1mm da porcelana Vitadur, sobre um dos lados da barra. Metade dos corpos-de-prova (10 de cada material) das cerâmicas Hi-Ceram, Cerestore Original e Nova Cerestore (Segunda geração da Cerestore Original) foram cobertos, sobre um dos lados, com porcelanas convencionais indicadas em cada sistema, enquanto a outra metade não recebeu nenhuma cobertura. Finalmente, foram confeccionadas trinta barras da cerâmica Optec, Vitadur e VMK-68, de acordo com as recomendações do fabricante. Os espécimes foram submetidos ao teste de resistência à flexão, em três pontos, com o lado que recebeu 1mm de porcelana voltado para baixo. A estatística foi realizada através da análise de variância (ANOVA) e aplicação do teste Tukey. O material Rexillum (180,95MPa) foi significativamente mais resistente em relação aos demais grupos (Hi-Ceram - 145,21MPa; Optec - 125,07MPa; Cerestore Original - 108,92MPa; Jelenko "O"- 102,64MPa; Vitadur - 95,35MPa; Dicor sem cobertura - 93,30MPa; VMK 68 - 88,61MPa), com exceção do material Olympia (161,64MPa) e o Cerestore Novo sem aplicação de porcelana (161MPa). O recobrimento com camadas de porcelana não apresentou efeito significativo na resistência à flexão das infraestruturas cerâmicas testadas, com exceção do Novo Cerestore, no qual o grupo com aplicação de porcelana apresentou-se menos resistente (118

MPa) em relação ao Novo Cerestore sem recobrimento (161MPa). Os três grupos da cerâmica Dicor não apresentaram diferenças estatisticamente significantes na resistência, e os materiais Cerestore Original e Novo sem cobertura Cerâmica apresentaram diferenças estatísticas entre si, porém, quando receberam cobertura, a significância estatística foi perdida (118MPa e 121MPa, respectivamente.). Foi encontrada uma relação proporcional entre o módulo de elasticidade da infra-estrutura e a resistência à flexão dos materiais, ou seja, quanto maior a rigidez da mesma, maior a resistência à flexão dos corpos-de-prova testados. Os autores concluíram que a infra-estruturas não metálicas cobertas com porcelana apresentam resistência menor em relação aos espécimes metalocerâmicos Rexillum e Olympia.

Ban & Anusavice³ (1990) tiveram como objetivo comparar o teste de flexão biaxial com o teste de flexão em quatro pontos e com o teste de tração diametral para os materiais odontológicos friáveis, e analisar a influência da geometria do corpo-de-prova nos valores de resistência à fratura. Foram utilizados cimento de fosfato de zincoOrmco (Glendora), porcelana feldspática de corpo (Jelenko), opaco de porcelana feldspática (Jelenko) e uma resina composta (HerculiteXR/Kerr). Dez corpos-de-prova foram confeccionados para cada material, nos 3 tipos de testes, totalizando 120 espécimes. O cimento de fosfato de zinco foi submetido ao teste de flexão biaxial com corpos-de-prova em três dimensões distintas. Não houve

diferenças estatisticamente significantes variando-se as dimensões dos espécimes e velocidade de aplicação de carga para o cimento de fosfato de zinco no teste de flexão biaxial. Neste teste, a maior média de resistência foi da resina composta (103,9MPa), seguida pela porcelana opaca (75,6MPa), porcelana de corpo (52,4MPa) e o cimento de fosfato de zinco (18,1MPa). No teste de flexão em quatro pontos, os valores de resistência do corpo (48,4MPa) e do opaco (52,4MPa) não tiveram diferenças significativas, a resina obteve o maior valor (98,4MPa), e o cimento de fosfato o menor valor (6,8MPa). Foi observado também que ambos os ensaios de flexão mostram resultados parecidos quando a estrutura interna dos materiais testados é similar. No teste de tração diametral, os valores para todos os materiais foram inferiores ao teste de resistência biaxial e em quatro pontos, e não houve diferença significativa entre a porcelana de corpo (22,4MPa), a opaca (23,8MPa) e a resina composta (24,6MPa). Os autores concluíram que o teste de flexão biaxial é o mais adequado para promover uma melhor simulação clínica em relação aos demais testes.

Seghi et al.³⁵ (1990) compararam a resistência à flexão das cerâmicas Excelco (Excelco), Ceramco2 (Ceramco), Vitadur D (Vita), VMK 68 (Vita), Vitadur N (Vita), Hi-Ceram (Vita), Dicor (Dentsply), Mirage (Myron), Cerinate (Den-Mat) e Optec HSP (Jeneric), objetivando informar pesquisadores e clínicos sobre as necessidades a serem consideradas no desenho e seleção

desses materiais. Os quatro primeiros materiais citados acima consistem em porcelanas feldspáticas sem reforço; as cerâmicas Vitadur N e Hi-Ceram são reforçadas com alumina; o Dicor apresenta o reforço da fluormica tetrasílica; a porcelana Mirage é reforçada com óxido de zircônio; as cerâmicas Cerinate e Optec HSP são reforçadas com leucita. Os corpos-de-prova destes materiais foram obtidos através do preenchimento de um molde de polivinil-siloxano e submetidos ao processamento recomendado pelo fabricante. Os espécimes da cerâmica Dicor foram obtidos por meio de padrões de resina acrílica, os quais foram incluídos e, após eliminação da resina pelo aumento da temperatura, foi formado um molde para injeção desta cerâmica fundida. As dimensões finais dos corpos-de-prova foram: 20mm x 6mm x 1mm, na forma de barra. Os espécimes foram submetidos ao teste de resistência à flexão, em três pontos, sustentados por apoios cilíndricos de aço à uma distância de 13mm entre si, com velocidade de 0,025mm/minuto. Os valores de resistência à flexão foram, em ordem decrescente: Hi-Ceram (139,30MPa), Dicor (127,71MPa), Vitadur N (123,49MPa), Optec (103,84MPa), Cerinate (94,80MPa), Mirage (70,25MPa), VMK 68 (65,54MPa), Vitadur D (62,49MPa), Ceramco2 (61,37MPa) e Excdco (55,18MPa). Para os autores, existem alguns fatores que influenciam na resistência dos materiais cerâmicos, tais como: composição, presença de defeitos internos, espessura do material, e método de processamento. De uma forma geral, todos os materiais avaliados são compostos por uma matriz

vítrea com variadas quantidades de fase cristalina dispersa. Esta fase vítrea é responsável pelos mecanismos de falha nos materiais cerâmicos, e apresenta uma resistência 100 vezes menor em relação ao material como um todo. A inclusão de partículas de alumina cristalina nos materiais Vitadur e Hi-Ceram eleva o módulo de elasticidade e, conseqüentemente, aumenta a resistência à flexão dos mesmos. Quanto aos defeitos internos, quanto maior a quantidade de fendas e porosidades em materiais de mesma composição e processamento técnico, menor é a resistência à flexão do mesmo. Um outro fator de grande influência na resistência é a espessura da cerâmica, ou seja, mesmo utilizando materiais reforçados com cristais de alumina ou leucita, porém em espessuras inferiores ao mínimo recomendado, estes podem apresentar resultados de resistência semelhantes em relação às porcelanas feldspáticas sem reforço que apresentam uma espessura suficiente. Finalmente, dentro do método de processamento, a utilização de uma cristalização controlada promove aumento da resistência da cerâmica. Pelo menos dois materiais utilizados neste estudo (Dicor e Optec) utilizam este processamento. Infelizmente, a maneira como ocorre o mesmo é ainda pouco conhecida. Os autores concluíram que os materiais cerâmicos reforçados produziram valores de resistência à flexão significativamente maiores em relação às porcelanas feldspáticas sem reforço.

Josephson et al.²² (1991) avaliou a resistência à fratura das cerâmicas Cerestore (Johnson & Johnson), Dicor (Dentsply), Renaissance (Williams Gold Refining), Ceramco (Dentsply) e um grupo controle da porcelana Ceramco sobre uma infra estrutura metálica (Jelenko). Foram confeccionadas seis coroas do primeiro molar inferior de cada material. A espessura e as dimensões eram as mesmas para todos os grupos. Uma carga foi aplicada na fossa central da coroa caracterizando o ponto de fratura. Os resultados mostraram que a cerâmica associada ao metal apresentou a maior resistência à fratura (3171,58N), seguida pelos materiais Renaissance (2105,34N), Dicor (1829,55N), Cerestore (1251,28N) e Ceramco (1047,55N). Os autores observaram que a porcelana convencional apresentou apenas 43% da resistência da porcelana associada ao metal, enquanto a cerâmica Cerestore apresentou 55%, a Dicor 77% e a Renaissance 95%.

Dong et al.¹⁶ (1992) afirmaram que a utilização de cerâmicas translúcidas com características similares aos dentes naturais mostrou ser uma grande vantagem estética. A presença de porosidades pode iniciar a propagação de fendas, levando a uma falha precoce da restauração. Muitos sistemas cerâmicos fundidos foram desenvolvidos (Dicor/Dentsply), nos quais as porosidades foram bastante reduzidas. A cerâmica IPS-Empress, indicada para coroas unitárias e inlays/onlays, é basicamente uma cerâmica

feldspática com composição em percentual de 63% SiO_2 , 17,7% Al_2O_3 , 11,2% K_2O , 4,6% Na_2O , 0,6% B_2O_3 , 0,4% CeO_2 , 1,6% CaO , 0,7% BaO , 0,2% TiO , sendo a parte cristalina constituída de cristais de leucita. Os autores avaliaram a influência da injeção e do tratamento térmico, simulando queimas, na resistência a flexão. A porcelana IPS-Empress (Ivoclar) foi utilizada para confecção de corpos de prova com dimensões de 14mm X 2mm X 4mm. Oito grupos (n=15) foram confeccionados, sendo: grupo 1 ao 3, os lingotes de IPS-Empress foram usinados com ponta diamantada (Well, Suíça) em baixa rotação e o polimento das barras foi dado por meio da máquina Knuth-Rotor (Dinamarca), com disco abrasivo (granulação de 320). Nos demais grupos, os corpos de prova foram obtidos pelo processo de injeção. Cada grupo recebeu um tratamento diferenciado: 1. nenhum tratamento; 2. simulação da temperatura de injeção; 3. simulação da temperatura de injeção e da queima das camadas estratificadas; 4. apenas injetado; 5. simulação da temperatura de queima das camadas estratificadas; 6. simulação da temperatura de queima das camadas estratificadas e do glaze; 7. simulação da queima de caracterização extrínseca e do glaze e 8. simulação da temperatura de queima da camada estratificada, da caracterização extrínseca e do glaze. O ensaio de resistência a flexão foi realizado com velocidade de 0,5mm/min. Os valores médios encontrados foram: 1. 74MPa; 2. 91MPa; 3. 82 MPa; 4. 126 MPa; 5. 182MPa; 6 175MPa; 7. 159MPa; 8. 171MPa. Os resultados mostraram que não houve diferenças

estatísticas entre os grupos 1,2 e 3, comprovando que o tratamento térmico antes da injeção não promove nenhuma diferença na resistência à flexão. Nos grupos 1, 4 e 5, os autores notaram que o processo de injeção aumentou a resistência, assim como o tratamento térmico após a injeção melhorou a resistência à flexão. Não houve diferenças estatísticas entre os grupos 5, 6, 7 e 8, para os tratamentos térmicos após a injeção. Esse estudo indicou que a injeção da cerâmica não é apenas um método de processamento, já que tem uma influência sobre a resistência à flexão desse material. Se a injeção for seguida por queimas, a resistência à flexão aumenta, podendo alcançar média de 182MPa (grupo 5). A avaliação por meio da microscopia eletrônica de varredura dos lingotes de IPS-Empress mostrou que os cristais de leucita estão agrupados. Em contraste, depois de injetada apresentam-se distribuídos de uma forma mais homogênea. Uma possível explicação para a diferença de disposição dos cristais foi que, durante o processo de injeção, os cristais agrupados se chocam nas paredes do conduto de alimentação e se dispersam na fase vítrea de forma mais homogênea, melhorando a resistência à flexão. Um outro fator que pode ter influenciado na resistência à flexão foi a diferença entre o coeficiente de expansão térmica entre os cristais e a fase vítrea. Durante o resfriamento da cerâmica, essa diferença de expansão térmica permitiu o surgimento de estresses residuais de compressão, melhorando a resistência mecânica. Os autores concluíram que: (1) o processo de injeção aumentou a resistência da

cerâmica; (2) tratamentos térmicos subsequentes aumentaram a resistência à flexão; (3) tratamento térmico antes da injeção não apresentou nenhuma influência na resistência da cerâmica.

Miller et al.²⁵ (1992) compararam a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas com coroas totalmente cerâmicas, com uma força aplicada na margem incisal. Todas as coroas representavam um incisivo central. Foram confeccionadas dez coroas metalocerâmicas (infra-estruturas metálicas Degu Plus II/Degussa, cobertas com a porcelana Vita/Vident), seis coroas da cerâmica reforçada com alumina Vitadur (Vita), sete coroas Dicor (Dentsply) e treze coroas com a cerâmica Vitadur aplicada sobre infra-estruturas Dicor. As coroas metalocerâmicas (4,96MPa) fraturaram em valores significativamente maiores em relação as coroas totalmente cerâmicas (2,67MPa, para as coroas Vitadur ; 2,27MPa para as coroas Dicor e 2,5MPa para as coroas Dicor cobertas com a cerâmica Vitadur). Não houve diferenças estatísticas na resistência para os materiais totalmente cerâmicos.

Pröbster³¹ (1992) estudou a resistência à fratura dos sistemas cerâmicos In-Ceram Alumina (Vita) e IPS-Empress (Ivoclar). O primeiro utiliza o pó de óxido de alumínio sobre o modelo refratário para criar uma infra-estrutura para coroas e prótese parciais fixas. Este material, durante a primeira sinterização, produz uma estrutura porosa e frágil. Posteriormente,

esta recebe a cobertura de uma mistura de óxido de lantânio com água destilada, seguindo para um segundo processo de sinterização, que produz uma estrutura resistente. Devido à alta quantidade das partículas de alumina, o processo de propagação de trincas é limitado. O vidro infiltrado elimina quase toda a porosidade, fortalecendo a estrutura. A diferença entre o coeficiente de expansão térmica entre a alumina e o vidro produz um estresse residual na interface alumina/vidro, que neutraliza parte das forças de tensão que atuam sobre a estrutura cerâmica. O segundo, reforçado por cristais de leucita, utiliza a técnica de cera perdida e um forno especial com dispositivo de injeção. As próteses são enceradas de forma convencional, e incluídas em revestimento a base de fosfato. Após eliminação da cera, o molde é preenchido pela cerâmica plastificada no forno a 1050°C. Há duas variações dessa técnica. A primeira utiliza uma cerâmica sem pigmentos, que durante o processamento, é dada a forma da coroa, a qual receberá a caracterização extrínseca com corantes próprios para o sistema. A segunda técnica consiste na confecção de uma infra-estrutura pelo método de injeção, a qual recebe aplicação de uma cerâmica para revestimento dando forma, contorno e coloração para a peça protética. Para o teste de resistência à fratura, foram confeccionados seis coroas para o In-Ceram e doze para o IPS-Empress (seis para a técnica da caracterização extrínseca e seis para a estratificada). Essas coroas foram obtidas com medidas padronizadas a partir de um troquel metálico de cobalto-cromo, com ombro de 1 mm de

largura, simulando um incisivo central superior. O processo de confecção dos corpos-de-prova In-Ceram e IPS-Empress foi de acordo com as recomendações dos fabricantes. Para o grupo controle, foram utilizadas coroas metalocerâmicas de níquel-cromo (Wiron 88) cobertas com a porcelana Vita VMK 68 (Vita). Os corpos-de-prova foram fixados no troquel de cromo-cobalto com cimento de fosfato de zinco (Harvard Cement). Trinta minutos após a cimentação, as coroas de cerâmica foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura, com uma ponta esférica de aço de 5mm de diâmetro posicionada no centro do corpo-de-prova, a uma velocidade de 0,5mm/minuto. O autor observou que não houve diferenças estatísticas entre as coroas totalmente cerâmicas (In-Ceram, 946,3N; IPS-Empress pela técnica da caracterização extrínseca, 814,1N e IPS-Empress pela técnica estratificada, 750,6N). A resistência das coroas metalocerâmicas (1494,1N) foi estatisticamente superior em relação as coroas totalmente cerâmicas. Foi concluído que os dois sistemas cerâmicos estudados apresentaram valores de resistência adequados para serem usados clinicamente.

Myers et al.²⁷ (1994) afirmaram que nos últimos anos, novos sistemas cerâmicos foram introduzidas no mercado com resistência superior em relação aos primeiros. Os autores avaliaram os parâmetros de fadiga para o sistema IPS-Empress (Ivoclar). Cento e vinte corpos-de-prova foram confeccionados com 12mm de diâmetro e 1,4mm de espessura, segundo as

recomendações do fabricante. Vinte corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência à 100MPa/seg., enquanto o restante foi dividido em grupos de vinte, recebendo carga com valores de tensão de 100MPa/seg; 10MPa/seg; 1,0MPa/seg; 0,1MPa/seg e 0,01MPa/seg, em água. Usando as dimensões dos corpos-de-prova, um programa de computador calculou a carga específica para proporcionar uma tensão adequada para cada corpo-de-prova. Os resultados encontrados mostraram resistência à flexão biaxial de 135,7MPa para os espécimes que não foram armazenados e os seguintes valores para os armazenados em água: 95,5MPa-100MPa/seg.; 92,4MPa-10MPa/seg.; 85,4MPa-1,0MPa/seg.; 75MPa-0,1MPa/seg.; 72,8 MPa-0,01MPa/seg.). Análises de regressão linear da carga de fratura pelo tempo de falha foram realizados para obter o parâmetro de fadiga. Para o IPS-Empress, o valor médio foi de 83,3MPa. Para os autores, a longevidade das restaurações cerâmicas no meio bucal podem variar e depender de alguns fatores como magnitude e duração das cargas oclusais e as características geométricas da restauração.

Segundo Yoshinari & Dérand⁴⁶ (1994), a melhora na resistência mecânica das infra-estruturas cerâmicas tem sido obtida utilizando-se materiais à base de óxidos de magnésio e alumínio (Cerestore/Coors Biomedical); cerâmicas reforçadas com óxido de alumínio Hi-Ceram (Vita) e In-Ceram (Vita); cerâmica à base de fluomica tetrasílica Dicor (Dentsply)

cerâmicas reforçadas por leucita Optec-HSP (Jeneric Pentron) e IPS-Empress (Ivoclar). Os autores avaliaram a resistência à fratura de coroas cerâmicas Vitadur N (Vita), In-Ceram (Vita), Dicor (Dentsply) e IPS-Empress (Ivoclar), sob condições que incluem variação do agente cimentante e ciclagem mecânica, em meio aquoso. Foram realizados troquéis de dentes bovinos, nas dimensões de um pré-molar humano. Os corpos-de-prova foram confeccionados de acordo com as recomendações dos fabricantes de cada sistema cerâmico. As coroas Vitadur N foram divididas em dois grupos: 1. Coroas testadas sem nenhum tipo de ciclagem mecânica prévia, e 2. Coroas Vitadur N e coroas dos demais sistemas cerâmicos estudados submetidas à pré-carga cíclica de 10.000 ciclos, a 1HZ de frequência e inclinação de 10°. Em seguida, foram armazenados em água destilada num período de 1 a 7 dias. Os testes mecânicos foram realizados com uma ponta esférica de aço de 4,8mm de diâmetro numa velocidade de 0,225mm/min. Os resultados são descritos no quadro 2.1.

Quadro 2.1. Resistência à fratura das cerâmicas estudadas (N).

Material	Agente de cimentação	Ciclagem mecânica	Resistência à fratura
Vitadur	Fosfato de zinco	Não	1022
	Fosfato de zinco	Sim	770
	Ionômero de vidro	Sim	881
	Cimento resinoso	Sim	1007
In-Ceram	Fosfato de zinco	Sim	1276
Dicor	Fosfato de zinco	Sim	840
IPS	Fosfato de zinco	Sim	891

Os autores concluíram que: 1 a resistência à fratura das coroas Vitadur diminuiu significativamente com a ciclagem mecânica; 2. A resistência à fratura das coroas Vitadur cimentadas com cimento resinoso Variolink (Vivadent) foi estatisticamente superior em relação às cimentadas com cimento de fosfato de zinco (De Tray), porém as primeiras não apresentaram diferenças estatísticas em relação às cimentadas com cimento de ionômero de vidro Ketac Cem (ESPE); 3. A cerâmica In-Ceram apresentou maior resistência à fratura em relação às demais cerâmicas. Não houve diferenças estatísticas entre as cerâmicas Vitadur, Dicor e IPS-Empress; 4. Os padrões de falha dos materiais foram de fratura total da coroa, com exceção da cerâmica In-Ceram, que também apresentou um padrão de fratura da cerâmica de cobertura (808N), preservando o material de infra-estrutura.

Giordano et al.¹⁹ (1995) compararam a resistência à flexão, em quatro pontos, dos sistemas Dicor (Dentsply), In-Ceram (Vita) e a cerâmica feldspática VMK 68 (Vita). Os materiais selecionados para a caracterização do Sistema In-Ceram foram: 1. In-Ceram Alumina sem a infusão de vidro, 2. In-Ceram Alumina com a infusão de vidro e 3. vidro do In-Ceram analisado isoladamente. Foram obtidos quinze corpos-de-prova, em forma de barra, para cada grupo do sistema, com dimensões de 30mm x 3mm x 3mm, os quais, no grupo 1, foram confeccionados num molde de silicone apoiado numa base de gesso; depois de secos por 24 horas, os corpos-de-prova foram sinterizados no forno In-Ceram à 1120°C por 2 horas. No grupo 2, as barras obtidas pelo mesmo processo descrito anteriormente sofreram infusão de vidro numa lâmina de liga metálica à base de Ouro/Platina. Logo após as barras foram colocadas no mesmo forno à temperatura de 1100°C por 6 horas, de acordo com as recomendações do fabricante. Para o grupo 3, as barras foram obtidas pela colocação da mistura de pó de vidro e água deionizada num molde de alumínio, sendo sinterizadas posteriormente de 200°C a 840°C com elevação de 100°C por minuto até atingir o pico de temperatura. Os corpos-de-prova para o Sistema Dicor foram obtidos à partir de padrões de cera com as mesmas dimensões citadas para os grupos anteriores. Estes padrões foram incluídos em revestimento, a cera foi eliminada, e a cerâmica fundida aplicada no molde de revestimento formado; 15 corpos-de-prova receberam polimento com pastas diamantadas de

diferentes granulações e outros 15 não foram polidos. Os 15 corpos-de-prova da porcelana feldspática VMK 68 foram obtidos à partir de um molde de alumínio com as mesmas dimensões citadas, e sinterizados de 600°C a 930°C por 6 minutos. Todos os corpos-de prova foram testados com velocidade de 0,25mm/min. e os seguintes resultados foram obtidos: 18,39MPa para o grupo 1; 236,15MPa para o grupo 2; 76,53MPa para o grupo 3; 71,5MPa para os corpos Dicor e 107,8MPa para os corpos Dicor que receberam polimento; 69,74MPa para a VMK- 68. A resistência à flexão do grupo 2 foi 2,5 vezes maior em relação ao Sistema Dicor polido e 3 vezes maior em relação a porcelana feldspática. Os autores atribuíram o aumento da resistência à flexão do grupo 1 para o grupo 2 à infusão do vidro, diminuindo as porosidades do material. Além disso, o contato entre os cristais de alumina e o vidro previnem a propagação de fratura, aumentando a resistência do material. A resistência à flexão do Dicor polido foi maior em relação ao mesmo material não polido, pois o processo de polimento remove a camada superficial formada durante o processamento do material; esta camada contém inúmeros poros e defeitos que agem como iniciadores de fratura, prejudicando a resistência do material. Os autores concluíram que o In-Ceram é o sistema totalmente cerâmico mais resistente avaliado para procedimentos restauradores.

As cerâmicas dentais podem fraturar por meio de propagação de fendas, durante o processamento, ou na sua superfície, durante a função mastigatória. Novos materiais restauradores têm sido desenvolvidos para melhorar a resistência à propagação destes defeitos. Seghi et al.³⁶ (1995) avaliaram a resistência à fratura das cerâmicas Soda Lime Glass (Hugh Courtwright, sem reforço cristalino), Vita VMK 68 (Vita, reforçada com leucita), Excelco (Excelco, reforçada com leucita), Cerinate (Den-Mat, reforçada com leucita), Mirage II (Myron, reforçada com zircônia), Mark II (Vita, reforçada com sanidina), Optec HSP (Jeneric/Pentron, reforçada com leucita), IPS-Empress (Ivoclar, reforçada com leucita), Dicor (Dentsply, reforçada com fluormica tetrasilica), Dicor MGC (Dentsply), Vitadur N (Vita, reforçada com alumina) e In-Ceram (Vita, reforçada com alumina). Foram confeccionados 8 corpos de prova para cada material, em forma de disco, com 15mm de diâmetro, de acordo com as recomendações dos fabricantes. As amostras foram desgastadas até apresentarem 3mm de espessura. Em seguida, foram polidas com uma série de abrasivos diamantados, com objetivo de facilitar a observação das fendas superficiais. Posteriormente, as amostras foram levadas em um forno a 660°C por 30 min para aliviar as possíveis tensões residuais causadas pelo polimento. Os resultados mostraram que os materiais reforçados com alumina apresentaram a maior resistência à fratura ($4,61\text{MN/m}^{1/2}$ para o In-Ceram e $2,05\text{MN/m}^{1/2}$ para a Vitadur N) e os materiais reforçados com leucita ($1,29\text{MN/m}^{1/2}$ para Optec

HSP e IPS-Empress, $1,01\text{MN/m}^{1/2}$ para a Excelco, $0,99\text{MN/m}^{1/2}$ para a Cerinate), fluormica ($1,39\text{MN/m}^{1/2}$ para o Dicor MGC e $1,31\text{MN/m}^{1/2}$ para o Dicor), zircônia ($1,18\text{MN/m}^{1/2}$ para a Mirage) e sanidina ($1,07\text{MN/m}^{1/2}$ para Mark II) mostraram valores intermediários, porém estatisticamente superiores em relação às do grupo controle ($0,81\text{MN/m}^{1/2}$ para a VMK 68 e $0,83\text{MN/m}^{1/2}$ para a Soda Lime Glass). Os autores concluíram que: (1) várias cerâmicas novas exibem maior resistência à fratura em relação às porcelanas feldspáticas; (2) o In-Ceram apresentou a maior resistência à fratura das cerâmicas; (3) a alumina mostrou-se o melhor reforço para as cerâmicas e (4) Leucita e fluormica são reforços efetivos para o aumento da resistência das cerâmicas.

Seghi & Sorensen³⁷ (1995) estudaram a resistência à flexão em três pontos das cerâmicas Mark II (Vita, reforçada com sanidina) IPS-Empress (Ivoclar, reforçada com leucita), Dicor MGC (Dentsply, reforçada com fluormica tetrasilica), In-Ceram Alumina (Vita, reforçada com óxido de alumínio), In-Ceram Spinel (Vita, reforçada com óxidos de magnésio e alumínio), In-Ceram Zirconia (67% de óxido de alumínio e 33% de óxido de zircônio) (Vita). O grupo controle foi formado por uma cerâmica sem reforço cristalino (Soda-lime Glass, Hugh Courtwright) e uma porcelana feldspática reforçada com leucita VMK 68 (Vita). Os meios de obtenção de cada material variou de acordo com o tipo de cerâmica, sendo obtidos em média 18

corpos-de-prova de cada material, nas dimensões de 20mm X 5mm X 1mm (ISO 6872, 1984). O grupo do IPS-Empress foi dividido em dois, sendo que um deles recebeu apenas um polimento de superfície e o outro, foi submetido a uma queima para que o glaze da superfície fosse obtido. Existiu diferença significativa entre as diferentes cerâmicas. Os valores de resistência foram os seguintes: Mark II (121,67MPa), IPS-Empress apenas com polimento (97,04MPa), IPS-Empress glazeado (127,44MPa), Dicor MGC (228,88MPa), In-Ceram Alumina (446,42MPa), In-Ceram Spinel (377,92MPa), In-Ceram Zirconia (603,70MPa), Soda-lime Glass (92,24MPa) e a VMK 68 (70,78MPa). Os autores concluíram que a cerâmica In-Ceram Zirconia apresentou a maior resistência à flexão. Além disso, todas as cerâmicas estudadas apresentaram maior resistência em relação às cerâmicas utilizadas como controle.

Denry et al.¹⁵ (1996) avaliaram o efeito da adição de diferentes quantidades (em massa) de leucita (KAlSi_2O_6) e polucita ($\text{CsAlSi}_2\text{O}_6$) na resistência à flexão biaxial *ball-on-ring* da cerâmica feldspática enriquecida com leucita tetragonal Optec HSP (Jeneric/Pentron). Foram adicionadas as seguintes quantidades destes dois componentes na porcelana feldspática: 2,75%, 5,50%, 11,10% e 22,20%, recebendo posteriormente duas cocções diferentes (1038°C e 1050°C), totalizando onze grupos. Para cada grupo, foram confeccionados dez corpos-de-prova, na forma de disco e dimensões

de 16mm de diâmetro e 1,3mm de espessura. O teste mecânico foi realizado com velocidade de 0,5mm por minuto. Os resultados mostraram que a adição de polucita diminuiu a resistência à flexão da cerâmica Optec HSP (90MPa para o grupo controle; 64,7MPa para adição de 22,20% deste componente; 72,6MPa para adição de 11,10%; 90MPa para adição de 5,50% e 92,2MPa para adição de 2,75%). Esta queda na resistência pôde ser explicada pois a adição de polucita permitiu o aparecimento de uma nova forma geométrica de leucita dentro da cerâmica Optec (leucita cúbica). A contração volumétrica da leucita na forma cúbica é menor em relação à leucita na forma tetragonal, durante o resfriamento da cerâmica. Isto acontece porque o coeficiente de expansão térmica da primeira ($11,7 \times 10^{-6} \text{mm/mm}^{\circ}\text{C}$) é menor em relação à segunda ($22,0 \times 10^{-6} \text{mm/mm}^{\circ}\text{C}$), o que promoveu uma menor quantidade de estresses compressivos benéficos à resistência do material. A adição de leucita, diferentemente da polucita, não provocou nenhuma modificação de fase na porcelana feldspática, ou seja, foi observada somente a leucita na forma tetragonal dentro do material. Esta forma de cristal permitiu o aparecimento de uma maior quantidade de estresses compressivos durante o resfriamento do material. Assim, este fator foi fundamental para limitar a propagação de fendas na estrutura interna do mesmo, melhorando sua resistência à flexão (105,2MPa para adição de 22,20% deste componente; 103,8MPa para adição de 11,10%; 100,0MPa para adição de 5,50% e 96,0MPa para adição de 2,75%).

Scherrer et al.³⁴ (1996) avaliaram a resistência à fratura de molares hígidos extraídos e de três tipos de coroas de cerâmica pura: 1. porcelana feldspática Ceramco (Johnson & Johnson), 2. cerâmica reforçada com fluormica tetrasílica Dicor (Dentsply), 3. cerâmica reforçada com alumina In-Ceram (Vita). Foram utilizados 90 terceiros molares extraídos de tamanho similares. Destes, 40 foram preparados para receberem coroas totais de cerâmica pura, sendo 20 coroas de cerâmica feldspática, 10 de In-Ceram e 10 do sistema Dicor. Todas as coroas foram cimentadas com cimento resinoso Dicor Light-activated Opaque Cement (Dentsply), com exceção de 10 coroas de cerâmica feldspática, que foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Após cimentação das coroas, foi realizado o teste de fratura com velocidade de 0,5mm/min. Os resultados mostraram resistência de 2,62kN para os dentes naturais, 2,06kN para as coroas de In-Ceram, 1,56kN para o sistema Dicor, 1,28kN e 0,99kN para as coroas de cerâmica feldspática cimentadas com cimento resinoso e fosfato de zinco, respectivamente. Os autores concluíram que: (1) os diversos tipos de coroas de cerâmica pura apresentam uma resistência significativamente menor em relação ao dente natural; (2) todas as coroas cimentadas com cimento resinoso apresentaram resistência maior em relação a cerâmica feldspática cimentada com cimento de fosfato de zinco e (3) o sistema In-Ceram apresentou a maior resistência à fratura dos sistemas cerâmicos estudados.

Wagner & Chu⁴³ (1996) avaliaram a resistência à flexão biaxial *piston-on-three-ball*, a resistência à fratura e as características de propagação de fratura das cerâmicas Procera (Nobel Biocare), In-Ceram (Vita) e IPS-Empress (Ivoclar). Dez corpos-de-prova de cada material, em forma de disco e dimensões de 16mm x 2mm, foram confeccionados de acordo com as recomendações dos fabricantes e testados para avaliação da resistência à flexão. Em seguida, os espécimes foram analisados em microscópio eletrônico (Hitashi). Os resultados mostraram diferenças significativas na resistência à flexão para os três materiais ($p < 0,05$). O material com maior média de resistência foi o Procera (687MPa), seguido pelo In-Ceram (352MPa) e o IPS-Empress (134MPa). Não houve diferenças estatísticas na resistência à fratura das cerâmicas Procera ($4,48\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) e In-Ceram ($4,49\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$), porém, ambas apresentaram valores significativamente maiores ($p < 0,005$) em relação ao IPS-Empress ($1,74\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$). As fraturas da cerâmica Procera seguiram um padrão intergranular, enquanto no IPS-Empress, não foi observado um padrão de fratura. As fraturas dos corpos-de-prova In-Ceram propagaram através da fase cristalina de alumina.

White et al.⁴⁵ (1996) estudaram a resistência à flexão, em três pontos, da cerâmica Procera (Nobel Biocare). A produção deste material é baseada no filmagem do modelo de trabalho, formando uma imagem digital na tela do computador. Em seguida, esta imagem é enviada a uma unidade

informatizada na Suécia, proporcionando a confecção, por usinagem CAD-CAM, de um novo modelo refratário. Um pó de óxido de alumínio praticamente puro (99.9%) é compactado e sinterizado neste modelo para formar a infra-estrutura (*coping*). Após a prova na boca, uma cerâmica feldspática reforçada com alumina (All-Ceram) é aplicada sobre o *coping*, formando a coroa Procera. Quarenta espécimes, na forma de barra, e dimensões finais de 20mm x 5mm x 1mm, foram confeccionados e divididos em quatro grupos: 1. 10 barras confeccionadas totalmente com material de infra-estrutura (alumina); 2. 10 barras com 0,5mm de espessura em material de infra-estrutura e 0,5mm com cobertura da porcelana feldspática All-Ceram, sendo esta última voltada para cima (lado que recebe força compressiva durante o ensaio); 3. 10 barras com 0,5mm de espessura em material de infra-estrutura e 0,5mm com cobertura da porcelana feldspática All-Ceram, sendo esta última voltada para baixo (lado que recebe tensão durante o ensaio); 4. 10 barras confeccionadas totalmente com material de cobertura (porcelana All-Ceram). Em seguida, os espécimes foram submetidos ao teste de flexão, com velocidade de 0,25mm/minuto e *span* de 10mm. Os resultados mostraram não haver diferenças estatísticas entre os grupos 1 e 2 (508MPa) e entre os grupos 3 e 4 (76MPa). A grande diferença entre os grupos 2 (situação clínica mais comum) e 3 foi explicada pelo tipo de material localizado na área de tensão (região inferior da barra).

Uctalasi et al.⁴⁰ (1996) estudaram a resistência à flexão biaxial do material IPS-Empress (Ivoclar), sob diferentes condições de processamento técnico. Os espécimes (n=10), em forma de disco, e com dimensões de 16mm x 2mm ou 16mm x 1mm, foram divididos nos seguintes grupos: 1. 2mm de porcelana de estrutura, sem tratamento após o processamento; 2. 2mm de porcelana de estrutura, recebendo a técnica da caracterização extrínseca (3vezes, seguidas de queima) e glazeamento; 3. 2mm de porcelana de estrutura, submetidas a técnica estratificada (aplicação de 0,4 mm de porcelana feldspática) e glazeamento; 4. 1mm de porcelana de estrutura, submetidas a técnica estratificada (aplicação de 1 mm de porcelana feldspática) e glazeamento; 5. ídem ao grupo 4, porém com a camada de cobertura de porcelana feldspática voltada para baixo durante o teste mecânico; 6. 2mm de porcelana incisal, processada pela técnica estratificada; 7. ídem ao grupo 6, porém com a superfície glazeada voltada para baixo durante o teste mecânico. Os grupos 2, 3 e 4 foram testados com a cobertura de porcelana feldspática voltada para cima. Observou-se que o grupo 4 apresentou o maior valor de resistência à flexão (167MPa), enquanto o grupo 5 apresentou o menor valor (81MPa). Isto se explica pelo tipo de material que é submetido à tensão (superfície voltada para baixo) durante o teste, ou seja, o grupo 4 apresenta o material de estrutura recebendo tensão, enquanto no grupo 5, o material teoricamente menos resistente (porcelana feldspática) é submetida à mesma. Não houve diferenças estatísticas entre

os grupos 1, 2, 3 e 4 (142MPa, 160MPa, 144MPa e 167MPa, respectivamente), entretanto estes foram superiores em relação aos grupos 6 e 7 (99MPa e 93MPa, respectivamente). Os autores concluíram que as técnicas de caracterização extrínseca ou estratificada não interferem na resistência do material depois de injetado e, a espessura de 1mm do material de estrutura fornece valores estatisticamente semelhantes à espessura de 2mm do mesmo.

Zeng et al.⁴⁷ (1996) compararam três métodos de determinação da resistência à flexão (3 pontos, biaxial *ring-on-ring* e biaxial *piston-on-three ball*) para a cerâmica Procera (Nobel Biocare) e dois métodos (biaxiais *ring-on-ring* e *piston-on-three ball*) para as cerâmicas In-Ceram (Vita) e IPS-Empress (Ivoclar). Para o teste em três pontos, foram confeccionados 14 corpos-de-prova, em forma de barra, com dimensões de 26,2mm x 4,84mm x 1,01mm e *span* de 14,2mm. Nos testes biaxiais, ocorreram as seguintes variações nas dimensões dos corpos-de-prova (forma de disco), de acordo com o quadro 2.2.

Quadro 2.2. Dimensões dos espécimes cerâmicos nos testes de resistência à flexão biaxial.

Materiais	<i>Ring-on-ring</i>	<i>Piston-on-three ball</i>
Procera	16,32mmx2,10mm	16,32mm x 1,96mm
In-Ceram	15,63mm x 2,0mm	15,43mm x 1,97mm
IPS-Empress	16,18mm x 2,0mm	16,22mm x 1,63mm

Nestes testes biaxiais, o diâmetro de aplicação de carga e de suporte circular dos discos foram, respectivamente, 1,41mm e 10mm (ISO 6872, 1994). A comparação estatística entre todos os métodos considerou a área efetiva do espécime submetida à tensão, e foi realizada pelo método de Weibull. Quanto maior for o módulo (m) deste método, melhor é a distribuição do estresse mecânico e defeitos internos do material, e consequentemente, mais confiável é a cerâmica. Os resultados obtidos foram colocados no quadro 2.3.

Quadro 2.3. Resistência à flexão (MPa) e módulo de Weibull das cerâmicas estudadas.

Teste	Materiais	Resistência à flexão	Módulo de Weibull
<i>Ring-on-ring</i>	Procera	650,0 $\pm$ 48,2	11
	In-Ceram	301,1 $\pm$ 80,7	4
	IPS-Empress	122,8 $\pm$ 24,1	5
<i>Piston-on-three ball</i>	Procera	639,5 $\pm$ 115,8	6
	In-Ceram	439,2 $\pm$ 48,2	10
	IPS-Empress	104,0 $\pm$ 23,3	5
3 pontos	Procera	610,4 $\pm$ 72,9	10

A análise estatística mostrou que os valores de resistência à flexão nos três testes mecânicos foram significativamente diferentes para todas as cerâmicas testadas, com exceção do Procera, no qual os testes *ring-on-ring* e 3 pontos foram semelhantes entre si (650MPa e 610,4MPa, respectivamente). Analisando-se especificamente as cerâmicas, os maiores valores foram do Procera, seguido pelo In-Ceram e IPS-Empress. Comparando-se os três testes mecânicos, os autores afirmaram que o biaxial *ring-on-ring* é o mais indicado pois mostrou os maiores valores do módulo de Weibull (melhor distribuição de estresse). Além disso, possui a maior área do espécime sujeitos ao estresse, e assim, a tensão máxima é sempre menor em relação aos outros métodos. Apesar do teste em 3 pontos ser muito simples e bastante utilizado, possui uma pequena área do corpo-de-prova submetido ao estresse, e é dependente das margens e do acabamento de superfície das barras. No teste biaxial *piston-on-three ball*, a carga não é uniformemente distribuída pelo disco, representando um teste pouco útil.

Cattell et al.⁶ (1997) avaliaram a resistência à flexão em três pontos e a composição da cerâmica IPS-Empress (reforçada por leucita – Ivoclar), em comparação com as porcelanas Cerinate (reforçada por leucita – Den. Mat.), Corum (reforçada por leucita – Ivoclar) e Vita Alpha (feldspática – Vita). Foram confeccionados 20 corpos-de-prova para cada material, em forma de barra, com dimensões de 27mm x 7mm x 2mm. Os espécimes da cerâmica

IPS-Empress foram produzidos pelo método da cera perdida, com a plastificação e injeção sob pressão no molde refratário. Os demais materiais foram preparados pela compactação do pó num molde metálico sob pressão de 0,3MPa durante 1 minuto, seguido pela cocção de acordo com os ciclos utilizados pelo fabricante. Após acabamento e glazeamento, as barras foram testadas com célula de carga de 500N e velocidade de 0,05mm/min. Após a fratura, a micro-estrutura das cerâmicas foi analisada pelo microscópio eletrônico JSM6300 (Jeol). A análise estatística indicou diferenças significantes ($p < 0,05$) entre os materiais (92MPa para o Corum e 60,9MPa para a Vita Alpha), com exceção do IPS-Empress e Cerinate ($p > 0,05$, com 117,3MPa e 118,2MPa, respectivamente). Entretanto, pela análise de regressão de Weibull, a cerâmica Cerinate apresentou o maior valor de confiabilidade para a resistência ($m=14,4$), contra $m=4,13$ (IPS-Empress), $m=7,2$ (Corum) e 5,26 (Vita Alpha). As imagens no microscópio eletrônico revelaram padrões de fratura dos cristais e da matriz vítrea, com menores porosidades para as cerâmicas Cerinate e Corum (0,4% e 0,2%, respectivamente). A cerâmica Vita Alpha apresentou fratura da matriz vítrea, com evidência de elevada porosidade (7,1%). O padrão de fratura do IPS-Empress foi intergranular (matriz vítrea), com mínima evidência de porosidade (0,02%). Os autores concluíram que o IPS-Empress não é significativamente mais resistente em relação à Cerinate.

No mesmo ano, Cattell et al.⁷ publicaram a segunda parte do estudo, utilizando estas mesmas cerâmicas, porém com o teste de resistência à flexão biaxial *piston-on-three ball*. Vinte corpos de prova para cada material, em forma de disco, e nas dimensões de 14mm x 2mm foram confeccionados de acordo com as recomendações do fabricante e testados com célula de carga de 500N e velocidade de 0,15mm/min. Verificou-se não haver diferenças entre o IPS-Empress (133,5MPa) e o Corum (119,8MPa), e entre o Corum e Cerinate (109,1MPa). O menor valor foi para a Vita Alpha (68,2MPa). Assim, os resultados mostraram maiores valores de resistência à flexão para as porcelanas reforçadas com leucita em relação à porcelana feldspática. Pela análise de regressão de Weibull, a cerâmica Cerinate apresentou o maior valor de confiabilidade para a resistência ($m=10,2$), contra $m=6,6$ (IPS-Empress), $m=5,27$ (Corum) e $6,93$ (Vita Alpha). Os autores concluíram que o IPS-Empress não tem vantagens na resistência, comparados aos demais materiais enriquecidos com leucita, testados neste trabalho.

Magne & Belser²³ (1997) avaliaram a resistência à flexão, em 3 pontos, da cerâmica In-Ceram Spinel e Alumina (Vita, Alemanha), em função do uso de dois tipos de infusão de vidro e da presença do vácuo neste processo. Um total de 74 corpos-de-prova, na forma de barra, e dimensões de 25mm x 4mm x 2mm, foram confeccionados à partir de um molde de silicona de

adição President (Coltene), e divididos nos seguintes grupos: 1. 20 barras de In-Ceram Alumina com o vidro original (A1, Vita), sem vácuo; 2. ídem ao anterior, porém no vácuo; 3. 16 barras de In-Ceram Alumina com o vidro do Spinel (S11, Vita), no vácuo; 4. 18 barras de In-Ceram Spinel com o vidro original (S11, Vita), no vácuo. Os espécimes foram testados com velocidade de 0,5mm/min. Não foi verificada diferenças significantes entre os grupos 1 (530MPa), 2 (523,7MPa) e 3 (481,4MPa), porém estes foram superiores em relação ao grupo 4 (283,1 MPa). Os autores concluíram que as duas variáveis (tipo de infusão de vidro e vácuo) não influenciaram a resistência do material.

Pröbster et al.³² (1997) avaliaram a resistência à flexão (biaxial, três pontos e quatro pontos), a resistência à compressão, a resistência à tração diametral, a dureza e a resistência à fratura da cerâmica IPS-Empress (Ivoclar). Segundo os pesquisadores, esta cerâmica é basicamente feldspática, reforçada com cristais de leucita, apresentando a seguinte composição, em massa: 63% SiO₂; 17,7% Al₂O₃; 11,2% K₂O; 4,2% Na₂O; 1,6% CaO; 0,7% BaO; 0,6% B₂O₃; 0,4% CeO₂; 0,2% TiO₂. Os corpos-de-prova foram obtidos pelo método da cera perdida (250⁰C por 30 minutos, em seguida 850⁰C por 90 minutos) e injeção sob pressão (0,5MPa) à 1150⁰C por 1 hora, de acordo com duas técnicas distintas: 1. Caracterização extrínseca, na qual os espécimes injetados recebiam 2 camadas de cor da porcelana,

seguida de glazeamento, e 2. Estratificada, na qual os mesmos eram envolvidos com porcelana de cobertura desta cerâmica, seguida de glazeamento. As formas e dimensões foram de acordo com o quadro 2.4.

Quadro 2.4. Forma e dimensões (mm) dos espécimes estudados.

Teste	Forma dos espécimes	Dimensões
Flexão-3 pontos	barra	25 x 5 x 2
Flexão-4 pontos	barra	30 x 5 x 3
Flexão biaxial	disco	16 x 2
Compressão	disco	6 x 6
Tração diametral	disco	6 x 6
Fratura	barra	25 x 5 x 2
Dureza Vickers	Fragmentos de barra	-

Em seguida, os espécimes receberam acabamento e polimento com lixas de à base de sílica 320, 600, 1200, 4000. Neste estudo, foi analisada também a resistência à fratura de coroas unitárias de IPS-Empress, confeccionadas sobre um incisivo central de um modelo de cobalto-cromo, de acordo as duas técnicas já citadas: 1. Caracterização extrínseca (pintura) e 2. Estratificada (os *copings* eram envolvidos com porcelana de cobertura da cerâmica, seguida de glazeamento). Em seguida, as coroas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco Harvard (Richter) e submetidas ao teste mecânico, simulando uma situação clínica. Todos estes testes foram

realizados com velocidade de 0,1mm/min. Os resultados estão no quadro 2.5.

Quadro 2.5. Resistência mecânica do IPS-Empress.

Teste	Técnica da pintura	Técnica estratificada
Flexão – 3 pontos (MPa)	115,1±25,8	85,1±13,2
Flexão – 4 pontos (MPa)	90,1±10,4	100,3±69,6
Flexão – biaxial (MPa)	160,2±33,9	136,0±19,8
Compressão (MPa)	162,9±34,4	163,7±30,8
Tração diametral (MPa)	48,8±9,8	44,3±7,7
Compressão das coroas (N)	814,1±349,8	750,6±245,3
Dureza Vickers (MPa)	504,0±11,0	508,0±10,0
Fratura (MPa)	1,4±0,1	1,8±0,1

A análise estatística mostrou diferenças significativas entre os materiais processados nas duas diferentes técnicas, para os testes de resistência à flexão ($p<0,05$), dureza e resistência à fratura ($p<0,01$), porém não houve diferenças para os testes de tração diametral e compressão (dos espécimes e coroas).

Rosemblum & Schulman³³ (1997) realizaram uma revisão da literatura das restaurações totalmente cerâmicas. Segundo os autores, a cerâmica pode ser definida como um composto não metálico e inorgânico, formado

pela cocção de minerais em altas temperaturas. A porcelana odontológica tradicional (feldspática), que consiste num tipo específico de cerâmica, é composta pela união de 3 minerais: argila, quartzo e feldspato. Após a queima, esta porcelana contém pequenos cristais (leucita ou alumina-silicato) localizados numa matriz amorfa (não cristalina) de silicato. Apesar da estética e boa resistência à compressão, estas cerâmicas possuem baixa resistência à tração e fratura devido à propagação de trincas pela estrutura interna durante seu processamento laboratorial ou clínico. Para aumentar a resistência, pequenos cristais podem ser adicionados à sua estrutura, dificultando esta propagação. Com esta idéia, foram formuladas porcelanas reforçadas com alumina, compostas por porcelana feldspática com 50% de óxido de alumínio. Mais recentemente, novos tipos de restaurações totalmente cerâmicas foram desenvolvidas, melhorando suas propriedades mecânicas, devido ao aprimoramento das técnicas de fabricação e formulação de novas composições. Segundo os autores, estas podem ser classificadas nos seguintes tipos: 1. porcelana odontológica convencional (feldspática). 2. cerâmica fundida (ex. Dicor), 3. cerâmicas prensadas (ex. IPS-Empress 1 e 2, e OPC), 4. cerâmicas usinadas por máquinas e controladas por computador (ex. Cerec, Celay), 5. cerâmica infiltrada (ex. In-Ceram). A comparação das características de composição, processamento e resistência à flexão destes materiais estão localizadas no quadro 2.6.

Quadro 2.6. Resistência à flexão das cerâmicas estudadas(MPa).

Optec HSP (Jeneric/Pentron)	146
Duceram (Degussa)	110
Dicor (Dentsply)	152
Cerec (Vident)	93
Cerec II (Vident)	152
Celay (Vident)	152
Dicor MGC (Dentsply)	216
IPS-Empress (Ivoclar)	126
OPC (Jeneric/Pentron)	165
In-Ceram (Vita)	450

Correr Sobrinho et al.¹⁴ (1998) investigaram a resistência à fratura de coroas In-Ceram (Vita), IPS-Empress (Ivoclar) e Optimal (Jeneric/Pentron) submetidas à ciclagem mecânica em ambiente seco e úmido. Um total de 26 coroas de um pré-molar foram confeccionadas para cada material, de acordo com as recomendações do fabricante, cimentadas em modelos metálicos individuais com o cimento de fosfato de zinco Orthosan (Stratford, Cookson) e divididas em três grupos: 1. 10 espécimes de cada cerâmica testados sem aplicação de ciclagem mecânica na máquina Instron (Instron), com a carga compressiva aplicada no centro da superfície oclusal, com velocidade de 1,0mm/minuto; 2. 8 espécimes de cada cerâmica submetidos à 10.000 ciclos,

entre 20N e 300N de carga e à 1Hz, sendo posteriormente testado como o grupo anterior, 3. ídem ao grupo 2, porém testados em ambiente úmido. Analisando-se o grupo 1, a resistência à fratura das coroas In-Ceram ($1901N \pm 303N$) foi significativamente maior em relação ao IPS-Empress ($1583N \pm 115N$, com $p < 0,05$), porém não houve diferença estatística em relação à Optimal ($1751N \pm 194N$). Para o grupo 2, as cerâmicas In-Ceram ($1601N \pm 198N$) e Optimal ($1586N \pm 116N$) apresentaram maior resistência à fratura em relação ao IPS-Empress ($1374N \pm 201N$). Não houve diferença estatística entre os materiais no grupo 3 ($1422N \pm 112N$ para o In-Ceram; $1467N \pm 162N$ para a Optimal e $1285N \pm 200N$ para o IPS-Empress). Uma maior diminuição na resistência à fratura foi observada nas coroas dos três materiais testados em ambiente úmido em relação ao seco, entretanto não foi verificada diferença estatística entre os dois ambientes. Além disso, a ciclagem mecânica, em ambos os ambientes, diminuiu significativamente a resistência dos materiais. A fadiga mecânica é explicada pela propagação de fendas durante a aplicação de carga contínua (ciclagem mecânica), enfraquecendo a cerâmica. É estimado que este fator é responsável por mais de 90% das falhas mecânicas da mesma. Apesar disso, outros fatores estão envolvidos, tais como: espessura da coroa, forma do preparo dentário, porosidades internas no material e tipo de agente cimentante.

Neiva et al.²⁸ (1998) avaliaram a resistência à fratura dos sistemas cerâmicos IPS-Empress (Ivoclar), In-Ceram Alumina (Vita), e Procera (Nobel Biocare). Foram confeccionadas infra-estruturas de In-Ceram (n=10) e Procera (n=10) com 0,5mm de espessura, sobre as quais foram aplicadas as cerâmicas de cobertura específicas para ambas, obtendo restaurações com 1,0mm de espessura nas superfícies axiais e 2,5mm nas superfícies oclusais. Para o sistema IPS-Empress (n=10), as coroas foram obtidas pelo método da cera perdida, nas mesmas dimensões dos sistemas anteriores. As coroas das três cerâmicas foram cimentadas em troquéis de resina (módulo de elasticidade similar ao da dentina), com o cimento resinoso Panávia (Kuraray) . Após a cimentação, as coroas foram armazenadas em ambiente com 100% de umidade por 24 horas. Em seguida, foram feitos os testes de resistência à fratura, com velocidade de 0,5mm/seg. Os resultados mostraram que não houve diferenças estatísticas entre os três materiais (2181,5±481,3N para o IPS-Empress, 2145,7±355N para o In-Ceram e 1904,5±369,2N para o Procera).

Strub & Beschmidt³⁸ (1998) avaliaram a resistência à fratura de coroas totalmente cerâmicas comparadas à coroas metalocerâmicas, previamente e após ciclagem mecânica em boca artificial. Um total de 60 coroas foram confeccionadas à partir de preparos em incisivos centrais naturais, e divididos nos seguintes grupos: 1. 10 coroas metalocerâmicas (liga de Au-Pd

Degudent U/Degussa coberta pela porcelana Vita Ceramic/Vita), cimentadas ao preparo com o cimento de fosfato de zinco Harvard (grupo controle); 2. 10 coroas formadas pela cobertura de *copings* In-Ceram com a porcelana Vitadur/Vita, cimentadas ao preparo com o cimento resinoso Twinlook; 3. 10 coroas IPS-Empress confeccionadas pela técnica da caracterização extrínseca (pintura), cimentadas ao preparo com o cimento resinoso Variolink; 4. 10 coroas IPS-Empress confeccionadas pela técnica estratificada (aplicação da porcelana de cobertura em camadas), cimentadas ao preparo com cimento o cimento resinoso Variolink; 5. 10 coroas Celay (porcelana feldspática processada pela usinagem em máquina), cimentadas ao preparo com cimento o cimento resinoso Variolink; 6. 10 coroas In-Ceram (processada pela usinagem em máquina, semelhante ao sistema Celay), cimentadas ao preparo com cimento o cimento resinoso Twinlook. Metade dos espécimes foi testada imediatamente para a resistência à fratura, com velocidade de 2mm/minuto e ângulo de aplicação da força compressiva de 30°. A outra metade recebeu ciclagem mecânica, que simula as forças normais da mastigação (1,2 milhões de ciclos de 49N à 1,7HZ, incidindo em 15° com o eixo das coroas) e termociclagem (3.000 ciclos de 5°C/55°C em solução de 1mmol de cloreto de sódio). Os resultados estão no quadro 2.7.

Quadro 2.7. Resistência à fratura das coroas (N).

Grupos	Sem ciclagem	Com ciclagem	Coroas fraturadas durante a ciclagem
1. Metalocerâmica-Fosfato de zinco	375	-	3
2. In-Ceram/Vitadur-Twinlook	495	300	-
3. IPS-Empress/Pintura-Variolink	345	410	1
4. IPS-Empress/Estrat.-Variolink	340	380	-
5. Celay/Variolink	265	220	2
6. In-Ceram CAD/CAM-Twinlook	310	345	2

Não houve diferenças estatísticas na resistência à fratura entre os 6 grupos testados, tanto com ou sem ciclagem mecânica, entretanto esta última diminuiu significativamente a resistência para todos os grupos ($p < 0,01$), já que, nos grupos sem ciclagem, 77% das fraturas foram nos preparos e 23% nas coroas, enquanto nos grupos com ciclagem, 37% das fraturas ocorreram nos preparos e 63% nas coroas. Isto se explica porque a ciclagem estimula as fendas internas, que começam em porosidades, a se propagarem pelo material, enfraquecendo-o. Os autores afirmaram que além da ciclagem térmica e mecânica, existem outros fatores que influenciam os resultados, tais como: forma do preparo do dente, composição do material cerâmico, espessura da coroa e método de cimentação. Os valores obtidos foram ligeiramente superiores em relação à máxima força desempenhada

pelos dentes anteriores, e portanto, a indicação de coroas totalmente cerâmicas é restrita à esta região.

Zeng et al.⁴⁸(1998) avaliaram a resistência à flexão biaxial *ring-on-ring* das cerâmicas Procera (Nobel Biocare), In-Ceram alumina (Vita), All-Ceram (Ducera), Vitadur-N (Vita), Vitadur-Alpha (Vita). Corpos-de-prova, em forma de disco, foram confeccionados de acordo com as recomendações do fabricante, em número e dimensões caracterizados no quadro 2.8.

Quadro 2.8. Número e dimensões dos espécimes das cerâmicas estudadas.

Material	Número	Dimensões médias
Procera	10	16,32 x 2,10
In-Ceram	10	15,63 x 2,00
All-Ceram	13	15,46 x 1,92
Vitadur-N	10	16,06 x 1,89
Vitadur-Alpha	11	15,74 x 1,94

Além disso, este estudo avaliou também a resistência à flexão das cerâmicas Procera e In-Ceram cobertas com espessuras diferentes das porcelanas All-Ceram e Vitadur, de acordo com o quadro 2.9.

Quadro 2.9. Espécimes cerâmicos com cobertura de porcelanas feldspáticas.

Infra-estrutura	Espessura da infra-estrutura (mm)	Cobertura	Dimensões finais dos espécimes (mm)
Procera (n=10)	1,0	All-Ceram	16,32 x 1,96
Procera (n=10)	0,5	All-Ceram	16,47 x 1,93
Procera (n=10)	1,0	Vitadur-N	16,43 x 1,96
In-Ceram (n=11)	0,5	Vitadur-Alpha	16,05 x 2,01
In-Ceram(n=12)	1,0	Vitadur-Alpha	16,18 x 2,11

Os espécimes foram testados com velocidade de 0,5mm/minuto e diâmetros do anel de carga e do anel de suporte de 1,41mm e 10,0mm, respectivamente. A comparação entre os materiais foi realizada pela estatística de Weibull, com a utilização de duas equações diferentes para o cálculo da resistência à flexão (1.Shetty e 2.Timoshenko). Os resultados estão listados no quadro 2.10.

A resistência à flexão e o módulo de Weibull da cerâmica Procera foram significativamente maiores em relação ao In-Ceram, indicando uma melhor distribuição de defeitos internos e estresse pelo corpo-de-prova. Entretanto, não houve diferenças estatísticas entre as porcelanas All-Ceram, Vitadur-N e Vitadur-Alpha. Os resultados dos materiais de infra-estrutura cobertos com as porcelanas indicadas para cada sistema estão listados no quadro 2.11

Quadro 2.10. Resistência à flexão (MPa) e módulo de Weibull (m) das cerâmicas de infraestrutura estudadas.

Materiais	Resistência à flexão	Módulo de Weibull
Procera	1. 469,0 $\pm$ 48,2	11
	2. 669,4 $\pm$ 70,8	11
In-Ceram	1. 301,1 $\pm$ 80,7	4
	2. 450,1 $\pm$ 120,4	4
All-Ceram	1. 72,3 $\pm$ 11,8	6
	2. 108,7 $\pm$ 17,9	6
Vitadur-N	1. 76,8 $\pm$ 16,3	4
	2. 116,8 $\pm$ 24,7	4
Vitadur-Alpha	1. 65,6 $\pm$ 11,1	7
	2. 98,8 $\pm$ 16,82	7

Quadro 2.11. Resistência à flexão (MPa) e módulo de Weibull (m) das cerâmicas de infraestrutura cobertas com as porcelanas feldspáticas.

Materiais	Cobertura sob tensão	Cobertura sob compressão
Procera (0,5mm)/All-Ceram	239,8 $\pm$ 46,9 (m=5)	563,4 $\pm$ 110,0 (m=4)
Procera (1,0mm)/All-Ceram	252,7 $\pm$ 18,9 (m=15)	677,0 $\pm$ 45,8 (m=17)
Procera (0,5mm)/Vitadur N	217,7 $\pm$ 25,3 (m=9)	584,1 $\pm$ 69,4 (m=9)
In-Ceram (0,5mm)/Vitadur Alpha	178,5 $\pm$ 42,7 (m=5)	370,9 $\pm$ 88,0 (m=5)
In-Ceram (1,0mm)/Vitadur/Alpha	154,3 $\pm$ 50,2 (m=5)	331,4 $\pm$ 107,9 (m=4)

A resistência à flexão dos materiais de infra-estrutura cobertos com porcelana foi estatisticamente superior em relação às porcelanas de cobertura testadas isoladamente. A resistência da cerâmica Procera coberta com 1,0mm de porcelana (All-Ceram e Vitadur-N) foi similar em relação à mesma sem cobertura. Porém, a resistência dos espécimes In-Ceram cobertos com porcelana foi estatisticamente inferior em relação ao mesmo testado isoladamente. Os autores concluíram que, analisando-se a propriedade mecânica de resistência à flexão, a cerâmica Procera coberta com 1,0mm de All-Ceram é a mais indicada para aplicação clínica.

Cattel et al.⁸ (1999) avaliaram a resistência à flexão biaxial *piston-on-three ball* e a composição das cerâmicas injetadas IPS-Empress (Ivoclar, composta por 25,4% a 31,4% de cristais de leucita tetragonais e cúbicos, com tamanho médio de $1,6\mu\text{m}^2$) e Optimal (Jeneric/Pentron, composta por 35,2% a 41,1% de cristais de leucita tetragonais, com tamanho médio de $6,0\mu\text{m}^2$). Um total de 42 corpos-de-prova para cada material, na forma de disco, e dimensões de 14mm x 2mm, foram confeccionados de acordo com as recomendações do fabricante e divididos nos seguintes grupos: 1. 21 espécimes IPS-Empress com pigmento para dentina, 2. ídem o anterior, porém sem pigmentos, 3. 21 espécimes Optimal com pigmento para dentina, 4. ídem o anterior, porém sem pigmentos. Em seguida, os discos foram testados com célula de carga de 30kN e velocidade de 0,15mm/minuto. Os

resultados mostraram não haver diferenças significantes entre os grupos 2, 3 e 4 (135,8MPa, 139,1MPa e 138,0MPa, respectivamente), porém estes foram estatisticamente superiores em relação ao grupo 1 (120,1MPa, com). A imagem pelo microscópio eletrônico JSM 6300F (Joel) revelou uma quantidade de 35,2% de cristais de leucita tetragonais dispersos na matriz vítrea, com $5,5 \pm 9,7 \mu\text{m}^2$, para a cerâmica Optimal com pigmento. Este material, sem pigmento, consistiu de 41,1% de cristais de leucita tetragonais dispersos na matriz vítrea, com $6,6 \pm 13,3 \mu\text{m}^2$. Além disso, uma pequena quantidade de cristais de alumina aglomerados e porosidades irregulares foi observada nestas duas cerâmicas. A composição da cerâmica IPS-Empress com pigmento foi de 41,1% de cristais de leucita tetragonais numa distribuição menos uniforme (aglomerados e intercalados com cristais únicos) na matriz vítrea, com $2,4 \pm 2,6 \mu\text{m}^2$, enquanto a cerâmica sem pigmento apresentou 31,4% de cristais de leucita tetragonais numa distribuição uniforme pela matriz, com $1,9 \pm 1,8 \mu\text{m}^2$ e defeitos internos regulares. A grande quantidade de leucita das cerâmicas estudadas reforçou a matriz, diminuindo sua susceptibilidade à fratura, porém promoveu algumas áreas de micro-fraturas, pelo fenômeno de expansão dos próprios cristais, diminuindo sua contribuição no reforço do material. Teoricamente, uma distribuição mais uniforme de cristais de leucita pela matriz somada a tamanhos menores e mais regulares dos mesmos, contribuem para o reforço mecânico destes materiais.

Chen et al.¹² (1999) determinaram a resistência à fratura dos sistemas Cerec II, por meio da utilização das cerâmicas Vita Mark II (Vita, feldspática processada pela usinagem do bloco cerâmico por uma máquina controlada por computador) e ProCad (Vident, reforçada com leucita e processada pelo mesmo método da cerâmica anterior), e do sistema IPS-Empress (Ivoclar, reforçada com leucita e processada pelo método de injeção sob pressão). Oitenta coroas foram confeccionadas para cada cerâmica, de acordo com as recomendações dos fabricantes. Em seguida, foram cimentadas no preparo da boca artificial com o cimento resinoso Variolink II (Vivadent) e divididos em quatro grupos: 1. 20 coroas de cada cerâmica submetidas ao teste de resistência à fratura, com carga de 200N à 0,5mm/minuto, sem ciclagem mecânica prévia; 2. ídem ao grupo anterior, porém os corpos-de-prova receberam processo de polimento (Vita MarkII e ProCad) ou glazeamento (ProCad e IPS-Empress); 3. ídem ao grupo 1, porém com ciclagem mecânica prévia de 200N/50.000 ciclos e frequência de 1HZ; 4. ídem ao grupo 3, porém os espécimes receberam polimento ou glazeamento. A carga de fratura para as coroas ProCad polidas que não foram submetidas ao ciclo prévio de carga foi de $2120N \pm 23N$, significativamente maior em relação às coroas Vita MarkII polidas ($1905 \pm 235N$), mas não significativamente diferente das coroas IPS-Empress confeccionadas nos dois laboratórios ($2103N \pm 460N$ no laboratório 1 e $2669 \pm 411N$ no laboratório 2). O glazeamento das coroas ProCad melhorou significativamente a resistência à fratura (acima de

2254N $\pm$ 186N). Os ciclos prévios de carga foram responsáveis pela redução da resistência à fratura das coroas testadas, mas esta foi menor para as coroas Cerec II (1358N $\pm$ 279N para Vita Mark II e 1613N $\pm$ 296N para ProCad) em relação às coroas IPS-Empress (1369N $\pm$ 406N no laboratório 1 e 1055N $\pm$ 345N no laboratório 2) . Os autores concluíram que as coroas Cerec ProCad apresentam resistência à fratura maior em relação às coroas Vita MarkII e menor probabilidade de fratura, em ciclos de carga que simulam condições bucais, em relação às coroas IPS-Empress.

Evans & O'Brien¹⁸ (1999) determinaram a resistência à fratura de uma cerâmica com infra-estrutura de óxido de magnésio com e sem infiltração de vidro, como foi originalmente desenvolvido para materiais reforçados com óxido de alumínio (In-Ceram). Oitenta preparos foram reproduzidos em gesso refratário à partir de preparos para coroa total em aço inoxidável, usinados nas dimensões de um pré-molar. As infra-estruturas de óxido de magnésio foram produzidas em oito temperaturas diferentes de queima (857⁰C, 871⁰C, 899⁰C, 927⁰C, 954⁰C, 982⁰C, 1010⁰C, 1120⁰C), sendo para cada temperatura, um grupo de 10 espécimes. A metade dos *copings* de cada grupo recebeu o infiltrado vítreo (1150 Glaze, Denpac/Five Stars) à temperatura de 843⁰C por 2 horas. Após o processo de acabamento, estes receberam tratamento da superfície interna com ácido fluorídrico, silanização e cimentação com o cimento resinoso Enforce (Dentsply), em preparos

duplicados de resina que apresentam módulo de elasticidade semelhante ao da dentina. Em seguida, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência à fratura, com velocidade de 5,0mm/minuto. Os resultados mostraram que o infiltrado vítreo aumentou significativamente a resistência da infra-estrutura (resistência que variou de 230N a 556N para os *copings* que não receberam infiltrado do vidro, e variação de 715N a 965N para aqueles que receberam o infiltrado vítreo). Analisando-se especificamente as temperaturas de queima, observou-se que, para as infra-estruturas sem o infiltrado vítreo, os maiores valores de resistência à fratura foram observados nas temperaturas de 1010⁰C e 1121⁰C (523N e 556N, respectivamente). Já para as que receberam o infiltrado vítreo, os maiores valores de resistência foram observados nas temperaturas de 871⁰C e 899⁰C (965N e 949N, respectivamente). A microscopia eletrônica revelou uma sinterização incompleta dos *copings*, permitindo a formação de defeitos internos que torna o material mais frágil. Entretanto, quando é aplicado o vidro, este ocupa os espaços intersticiais e diminui a quantidade de fendas e irregularidades de superfície que representam sítios de propagação de fraturas, aumentando significativamente a resistência do material. Um outro fator relacionado ao reforço do material de infra-estrutura pelo infiltrado vítreo é o desenvolvimento de forças compressivas devido aos diferentes coeficientes de expansão térmica dos dois materiais (14,5 x 10⁻⁶mm/mm/⁰C para o coping e 10,6 x 10⁻⁶mm/mm/⁰C para o vidro).

Ohshima et al.²⁹ (1999) estudaram o efeito da ciclagem mecânica na resistência à flexão biaxial *piston-on-three ball* das cerâmicas In-Ceram Alumina (Vita) e IPS-Empress (Ivoclar). Corpos-de-prova em forma de disco foram confeccionados para cada material, de acordo com as recomendações dos fabricantes, e divididos em dois grupos distintos: 1. Discos confeccionados totalmente com os materiais de infra-estrutura In-Ceram e IPS-Empress, com dimensões de 11,75mm x 1,20mm; 2. Discos destas duas cerâmicas com dimensões de 11,75mm x 0,6mm cobertas com 0,6mm das porcelanas feldspáticas Vitadur Alpha e *Dentin/Body*, respectivamente. Além disso, foram preparados dois tipos de superfície nos espécimes destes grupos: a. polidas para minimizar os defeitos de superfície e b. confecção de uma micro-trinca com o diamante utilizado para a dureza Vickers, em duas regiões do espécime. Dez corpos-de-prova de cada material, nas situações experimentais descritas acima, foram testados imediatamente para a resistência à flexão biaxial (ISO 6872). Neste ensaio mecânico, os espécimes com cobertura de porcelana foram testados em uma das duas situações seguintes: 1. Camada da porcelana feldspática submetida à tensão e 2. Camada da porcelana feldspática submetida à compressão. O mesmo número amostral foi submetido à ciclagem mecânica previamente ao teste mecânico de flexão, com cargas que variaram de 34,2N à 261,1N, aplicadas em 10^5 ciclos, com frequência de 20Hz à 37°C. Uma média de 25% dos

espécimes falharam durante a ciclagem mecânica, entre 10^3 e 10^5 ciclos, com exceção do IPS-Empress com a porcelana de cobertura submetida à compressão. Verificou-se que a resistência à flexão não foi alterada pela ciclagem mecânica, em todos os grupos que receberam polimento da superfície, como demonstrado no quadro 2.12.

Quadro 2.12. Resistência à flexão (MPa) antes e após ciclagem mecânica.

Materiais	Antes ciclagem	Após ciclagem
In-Ceram	460	460
In-Ceram com cobertura submetida à compressão	270	280
In-Ceram com cobertura submetida à tensão	75	75
IPS-Empress	80	75
IPS-Empress com cobertura submetida à compressão	60	60
IPS-Empress com cobertura submetida à tensão	75	80

Estes resultados sugeriram que pequenas fendas na estrutura das cerâmicas, apesar de não afetarem os resultados de resistência à flexão, influenciam o grau de fadiga durante a ciclagem mecânica. A confecção de microfendas reduziu significativamente a resistência dos grupos que utilizaram o material In-Ceram ($p < 0,01$), entretanto não reduziu para os grupos do material IPS-Empress ($p > 0,05$), já que esta cerâmica possui várias microfendas na matriz vítrea, e a introdução de mais duas microtrincas de

25µm não influenciou os resultados. Além disso, a ciclagem mecânica também não alterou a resistência à flexão destes corpos-de-prova, como observado no quadro 2.13

Quadro 2.13. Resistência à flexão (MPa) das cerâmicas com microtrincas antes e após a ciclagem mecânica.

Materiais	Antes ciclagem	Após ciclagem
In-Ceram	220	190
In-Ceram com cobertura submetida à compressão	170	180
IPS-Empress	80	78
IPS-Empress com cobertura submetida à compressão	60	62

Apesar das diferenças na resistência mecânica, as imagens por microscopia eletrônica da cerâmica In-Ceram mostraram que as trincas se propagam entre o vidro de silicato e as patículas de alumina, enquanto no IPS-Empress, as microfendas se propagam pela matriz vítrea distantes dos cristais de leucita, devido ao efeito do estresse compressivo na cerâmica causado pela diferença no coeficiente de expansão térmica entre esses cristais e a matriz, interrompendo a propagação da fratura quando esta alcança os cristais de leucita.

Wen et al.⁴⁴ (1999) estudaram a resistência à flexão biaxial *piston-on-three ball* e a resistência à fratura das cerâmicas Procera (Nobel Biocare), In-Ceram (Vita) e IPS-Empress (Ivoclar). Dez corpos-de prova de cada material, em forma de disco, e dimensões de 13mm x 1,2mm, foram obtidos de acordo com as recomendações do fabricante e testados com velocidade de 1mm/minuto. Verificou-se que não houve diferenças estatísticas, na resistência à flexão, entre as cerâmicas Procera (472MPa) e In-Ceram (433MPa), porém ambos foram estatisticamente mais resistentes em relação ao IPS-Empress (115MPa). A resistência à fratura do material In-Ceram ($4,83\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) foi significativamente maior em relação ao Procera ($3,84\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) e ao IPS-Empress ($1,27\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$). Não houve diferenças estatísticas entre as três cerâmicas para o módulo de Weibull (5,33 para o Procera, 5,37 para o In-Ceram e 5,64 para o IPS-Empress), indicando que a variabilidade da resistência entre os espécimes dos 3 materiais foi similar. A microscopia eletrônica revelou um padrão de fratura intergranular, com o mínimo de porosidades na cerâmica Procera. Os espécimes da cerâmica IPS-Empress apresentaram fraturas na matriz vítrea e nos cristais de leucita e o In-Ceram mostrou fratura do infiltrado vítreo, com desalojamento dos cristais de alumina. Os autores concluíram que a resistência à flexão das cerâmicas Procera e In-Ceram são semelhantes às ligas de ouro, e que os materiais estudados podem ser indicados para restaurações unitárias em dentes posteriores.

Chai et al.¹⁰ (2000) estudaram a probabilidade de fratura das cerâmicas In-Ceram Alumina (Vita), In-Ceram Alumina confeccionada pelo sistema Cerec II (Vident), Procera (Nobel Biocare) e IPS-Empress (Ivoclar). Os autores citaram que o mecanismo de reforço mecânico do sistema IPS-Empress se deve ao maior coeficiente de expansão térmica da fase cristalina (cristais de leucita) em relação à matriz vítrea, causando estresses residuais de compressão nesta matriz, os quais impedem as forças de tensão antes da propagação de fratura pela estrutura interna da cerâmica. A resistência do sistema In-Ceram se deve à alta porcentagem de alumina (85%) e ao preenchimento das porosidades entre estes cristais por um vidro de baixa viscosidade. Quanto ao sistema Procera, o principal responsável pela resistência é a alta quantidade de alumina (99,9%) em sua composição. Dez coroas de cada material foram confeccionadas de acordo com as recomendações dos fabricantes. Em seguida, foram cimentadas em modelos de resina composta Clearfil DC Core (Kuraray), com o cimento resinoso Panavia Fluoro Cement (Kuraray), e submetidos ao teste de resistência à fratura, com carga compressiva aplicada em 45° com o longo eixo de coroa. O modo de fratura de cada coroa foi classificado de três formas: A. fratura somente da estrutura da coroa; B. fratura da coroa e do modelo de resina e C. fratura somente do modelo de resina. Este último modo de fratura (C) foi excluído da análise estatística de Weibull pois não foi representativo da

resistência das coroas. O número de espécimes que tiveram este tipo de modo de falha foram 2, 3, 1 e 3, respectivamente, para as cerâmicas In-Ceram, In-Ceram CAD/CAM, IPS-Empress e Procera. Não houve diferenças significantes na resistência à fratura dos quatro sistemas estudados (1005N para o In-Ceram; 865N para o In-Ceram CAD/CAM; 1111N para o IPS-Empress e 902N para o Procera). Entretanto, foi observado um maior valor do módulo de Weibull para a cerâmica In-Ceram (5,6) em relação aos demais sistemas cerâmicos (3,5 para o In-Ceram CAD/CAM; 3,7 para o IPS-Empress e 3,6 para o Procera). Quanto maior este módulo, menor é a variação na resistência à fratura, indicando uma melhor consistência do produto.

Höland et al.²⁰ (2000) compararam a composição e algumas propriedades mecânicas, físicas e químicas das cerâmicas IPS-Empress (Ivoclar), reforçada com leucita e IPS-Empress 2 (Ivoclar), reforçada com dissilicato de lítio). Os resultados obtidos estão de acordo com os quadros 2.14 e 2.15.

Quadro 2.14. Propriedades das cerâmicas IPS-Empress e IPS-Empress 2.

	IPS-Empress	IPS-Empress 2
Resistência à flexão*	112 MPa	400MPa
Resistência à fratura	$1,3\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$	$3,3\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$
Translucidez	0,58	0,55
Coefficiente de expansão térmica	$15,0 \cdot 10^{-6}\text{K}^{-1}$	$10,6 \cdot 10^{-6}\text{K}^{-1}$
Solubilidade**	$200\mu\text{g}/\text{cm}^2$	$50\mu\text{g}/\text{cm}^2$

*em três pontos – ISO 6872

** em ácido acético 4%/80⁰C em 16hs

Quadro 2.15. Propriedades das cerâmicas de cobertura dos sistemas IPS-Empress e IPS-Empress 2 .

	Cobertura/IPS-Empress	Cobertura/IPS-Empress 2
Resistência à flexão*	80MPa	80MPa
Resistência à fratura	-	-
Translucidez	0,42	0,46
Coefficiente de expansão térmica	$15,4 \cdot 10^{-6}\text{K}^{-1}$	$9,7 \cdot 10^{-6}\text{K}^{-1}$
Solubilidade**	$30\mu\text{g}/\text{cm}^2$	$20\mu\text{g}/\text{cm}^2$

*em três pontos – ISO 6872

** em ácido acético 4%/80⁰C em 16hs

Após análises por microscopia eletrônica e difração de raios-X, a cerâmica IPS-Empress revelou uma quantidade de 35%, em volume, de cristais de leucita (KAlSi_2O_6) dispersos sobre uma matriz vítrea, enquanto o IPS-Empress 2 mostrou 70%, em volume, de cristais de dissilicato de lítio

($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), com tamanho de $0,5\mu\text{m}$ - $4,0\mu\text{m}$, em uma matriz vítrea, antes e após o processo de injeção sob pressão. Este material também apresentou uma segunda fase cristalina, composta por ortofosfato de lítio (Li_3PO_4). Uma composição semelhante ao IPS-Empress foi observada na porcelana de cobertura deste material. Já na porcelana de cobertura do material IPS-Empress 2, verificou-se a presença de cristais de fluorapatita ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$), com tamanhos variando entre 300nm e $3\mu\text{m}$, e precipitados na matriz vítrea. As resistências à flexão e à fratura da cerâmica IPS-Empress 2 mostraram-se três vezes maior em relação ao IPS-Empress, porém ambas cerâmicas apresentaram propriedades ópticas semelhantes. Segundo os autores, a grande diferença nos coeficientes de expansão térmica entre a porcelana de cobertura à base de fluorapatita e o IPS-Empress 2 cria estresses compressivos na superfície da restauração, melhorando a resistência mecânica do material. Estes concluíram que a cerâmica IPS-Empress 2 pode ser indicada para próteses parciais fixas de três elementos, até a região de pré-molares.

Drummond et al.¹⁷ (2000) avaliaram a composição, a resistência à flexão em três pontos e a resistência à fratura das cerâmicas processadas por injeção sob pressão OPC (Jeneric/Pentron), IPS-Empress (Ivoclar), Finesse e uma cerâmica experimental à base de dissilicato de lítio. Para os testes mecânicos, foram produzidos, no mínimo, dez corpos-de-prova para

cada material, em forma de barra, e dimensões de 20mm x 5mm x 2mm, de acordo com as recomendações dos fabricantes. A resistência à flexão foi obtida com velocidade de 2mm/minuto, em duas situações distintas: 1. espécimes testados imediatamente após confecção e 2. espécimes testados após 3 meses de armazenagem em água. Além disso, um outro grupo de espécimes destes materiais foram submetidos à ciclagem mecânica previamente aos testes mecânicos mencionados. Cargas entre 10N e 40N foram aplicadas até atingir 1000 ciclos, nas duas situações descritas acima. Os resultados da pesquisa estão listados no quadro 2.16

Quadro 2.16. Resistência à flexão (MPa) e resistência à fratura (MPa.m^{1/2}) em função da armazenagem em água e ciclagem mecânica.

Materiais	R. Flexão	R. Flexão após ciclagem	R. Fratura
Finesse (cocção)	79,16	38,84	1,19
Finesse (cocção) em água	74,79	37,53	1,00
Finesse injetada	93,98	70,28	1,23
Finesse injetada em água	83,31	62,46	1,09
IPS-Empress	92,75	69,81	1,49
IPS-Empress em água	108,58	70,04	1,24
OPC	98,76	55,83	1,95
OPC em água	89,92	75,67	1,18
Cerâmica experimental	204,75	153,81	2,74
Cerâmica experimental em água	193,42	122,34	2,20

A cerâmica experimental mostrou maior resistência à flexão em relação às outras cerâmicas e não houve diferenças significantes entre os materiais IPS-Empress, OPC e Finesse injetada, porém estas foram superiores em relação a Finesse processada pelo método convencional de cocção. Quanto a resistência à fratura, foram encontradas diferenças estatísticas entre as cerâmicas Finesse, Finesse injetada, IPS-Empress e OPC, entretanto, todas foram inferiores em relação à experimental. A armazenagem em água diminuiu em 15% a resistência à flexão, e entre 5% e 39% a resistência à fratura dos materiais. A ciclagem mecânica reduziu significativamente a resistência à flexão dos espécimes (15% a 60%). A imagem por microscopia eletrônica revelou uma distribuição mais uniforme da fase cristalina das cerâmicas prensadas em relação à porcelana convencional. Além disso, na cerâmica experimental, observou-se a dispersão de pequenas partículas de dissilicato de lítio e uma menor quantidade de matriz vítrea. Os autores concluíram que a melhora na resistência mecânica das cerâmicas não depende somente da mudança na composição, mas sim, do tamanho e da distribuição dos cristais na matriz vítrea.

Tinschert et al.³⁹ (2000) estudaram a resistência à flexão, em quatro pontos, das cerâmicas Cerec Vita Mark II (porcelana feldspática, Vita), Dicor (fluormica tetrasílica, Dentsply), In-Ceram Alumina (óxido de alumínio, Vita), IPS-Empress (leucita, Ivoclar), Vitadur Alpha para infra-estrutura (feldspática

reforçada com alumina, Vita), Vitadur Alpha para cobertura (feldspática, Vita), VMK 68 (feldspática, Vita) e Zirconia-TZP (95% de óxido de zircônio parcialmente estabilizado por 5% de Y_2O_3 , Metoxit AG). Ao contrário do teste de resistência à flexão em três pontos, o ensaio em quatro pontos permite que uma maior área de superfície do espécime seja submetido ao estresse de tensão, determinando valores de resistência e coeficiente de variação menores em relação ao primeiro. Trinta corpos-de-prova, em forma de barra, e dimensões médias de 30mm x 3 x 1,5mm (DIN ENV 843-1, 1995), foram confeccionados de acordo com as recomendações dos fabricantes e submetidos ao teste de resistência à flexão. Os resultados mostraram que a maior resistência foi obtida pelo material Zirconia-TZP (913MPa), seguido pelo In-Ceram Alumina (429,3MPa) e Vitadur Alpha para infra-estrutura (131MPa). Não houve diferenças estatísticas entre as demais cerâmicas estudadas (86,3MPa - Cerec Vita Mark II; 70,3MPa - Dicor; 83,9MPa - IPS-Empress; 60,7MPa - Vitadur Alpha para cobertura; 82,7MPa - VMK 68). Os maiores valores do módulo de Weibull foram obtidos pelas cerâmicas Cerec Mark II e Zirconia-TZP (23,6 e 18,4, respectivamente). Os menores valores deste módulo foram obtidos pelos materiais Dicor e In-Ceram Alumina (5,5 e 5,7, respectivamente), enquanto valores intermediários foram observados para o IPS-Empress (8,6), VMK 68 (8,9), Vitadur Alpha para cobertura (10,0) e para infra-estrutura (13,0). Segundo os pesquisadores, quanto maior o módulo de Weibull ($m > 20$), menor a quantidade de fendas prejudiciais às

propriedades mecânicas da cerâmica. Além disso, menor são os erros na determinação da resistência, e consequentemente, maior é a confiabilidade clínica do material. Assim, a cerâmica In-Ceram Alumina, apesar de apresentar o segundo maior valor de resistência à flexão, pode mostrar falhas sob condições clínicas de cargas mastigatórias moderadamente baixas, já que apresentou o menor módulo de Weibull.

Valverde⁴¹ (2000) estudou a resistência à flexão, em três pontos, da cerâmica IPS-Empress 2 (Ivoclar), dos compósitos Vectris (Ivoclar) e Z100 (3M) e de ligas metálicas de Ni-Cr Durabond (Dental Gaúcho) e Ni-Cr-Be-Mo Litecast B (Williams). Dez corpos-de-prova, em forma de barra, e dimensões de 25mm x 5mm x 2mm (ISO 6872) foram confeccionados para cada material, de acordo com as recomendações dos fabricantes, e testados na máquina MTS 810 (MTS, EUA), com velocidade de 0,5mm/minuto e células de carga de 1kN (para a cerâmica e os compósitos) e 100kN (para as ligas metálicas). Houve diferença estatística entre a liga Litecast B (1637,2MPa) em relação à todos os materiais, e da liga Durabond (682,2MPa) e Vectris (443,6MPa) em relação à resina composta (100,7MPa) e IPS-Empress 2 (172,0MPa).

Apholt et al.² (2001) estudaram a resistência à flexão, em três pontos, das cerâmicas In-Ceram Alumina (Vita) e In-Ceram Zirconia (Vita),

processadas de maneira convencional ou por meio da máquina controlada por computador do sistema Cerec II. Quinze corpos-de-prova, em forma de barra, e dimensões de 13mm x 4mm x 3mm foram produzidos para cada um dos seguintes grupos: 1. In-Ceram Alumina processado pelo sistema Cerec II; 2. In-Ceram Alumina processado de forma convencional (compactação do pó num molde e sinterização à 1120⁰C, seguido da infusão do vidro); 3. Bloco de In-Ceram Alumina cortado nas dimensões especificadas com disco diamantado 6234 (Well); 4. In-Ceram Zirconia processado pelo sistema Cerec II. Além disso, espécimes dos mesmos materiais foram confeccionados nas mesmas dimensões e seccionados de acordo com os seguintes grupos: A. In-Ceram Alumina processado pelo sistema Cerec II, seccionado ao meio (perpendicular ao longo eixo do espécime); B. In-Ceram Alumina processado de forma convencional, seccionado ao meio (perpendicular ao longo eixo do espécime); C. In-Ceram Alumina processado pelo sistema Cerec II, seccionado transversalmente em 45⁰; D. In-Ceram Alumina processado pelo sistema Cerec II, seccionado frontalmente em 45⁰; E. In-Ceram Alumina processado pelo sistema Cerec II, seccionado perpendicular ao longo eixo do espécime, com posterior arredondamento dos ângulos formados pelo corte e F. In-Ceram Zirconia processado da mesma forma do grupo anterior. Estes cortes foram realizados pois, na maioria das vezes, a infra-estrutura da prótese fixa In-Ceram chega ao cirurgião dentista com uma secção entre o pântico e o retentor para a

primeira prova desta na boca. Assim, visando simular uma situação clínica, os autores fizeram uma comparação *in vitro* de estruturas não seccionadas (controle) e estruturas seccionadas com posterior união pela cerâmica do mesmo sistema. O teste mecânico foi realizado com *span* de 10mm e velocidade de 0,5mm/minuto. Verificou-se que os maiores valores de resistência foram obtidos nos grupos 3 (630MPa) e 4 (624MPa), semelhantes estatisticamente entre si. Não houve diferenças estatísticas entre os grupos 1 (511MPa) e 2 (498MPa), entretanto o coeficiente de variação do segundo foi 100% maior em relação ao primeiro. Uma maior quantidade de porosidades foi observada nos espécimes fraturados do grupo 2 (40%) em relação aos grupos 1, 3 e 4 (quantidade insignificante de porosidades). Os diversos tipos de secção proporcionaram uma diminuição significativa na resistência dos materiais (A- 320MPa; B- 348MPa; C- 374MPa; D- 406MPa; E- 434MPa; F- 475MPa). Comparando-se estes grupos, não houve diferenças estatísticas entre D e E, e ambos foram estatisticamente superiores em relação aos grupos A e B. Também, não houve diferenças estatísticas entre os grupos 1 e F. Não foram observadas fraturas na interface formada pela aplicação da cerâmica nas secções (falha adesiva). Assim, o fator primordial para a diminuição na resistência mecânica destas cerâmicas foi a alta quantidade de porosidades no material cerâmico usado para preencher estas secções (A- 53%; B- 60%; C- 47%; D- 14%; E- 20%; F- 20%).

Blatz⁴ (2001) realizou uma revisão da literatura sobre o sucesso clínico a longo prazo das restaurações totalmente cerâmicas em dentes posteriores, comparando os resultados, com a finalidade de escolha de tratamentos alternativos. Para as restaurações inlay, o autor mostrou os seguintes valores de índice de sucesso para os diferentes sistemas cerâmicos analisados clinicamente: 1. porcelanas feldspáticas (92 a 95%, em seis anos de acompanhamento); 2. sistema Dicor (90%, em 127 restaurações analisadas após seis anos de acompanhamento); 3. cerâmicas do sistema Cerec (entre 91 e 100%, em período de sete anos de acompanhamento); 4. sistema IPS-Empress (93%, em seis anos de acompanhamento). O índice de sucesso observado para coroas totais dos mesmos materiais citados anteriormente foram: 1. 84,8 a 97,9%, em sete anos; 2. 87%, em quatorze anos; 3. Índice de sucesso não citado pelo autor 4. 88,4%, em 168 coroas analisadas em seis anos. Coroas confeccionadas com o sistema Procera apresentaram um índice de sucesso entre 93% e 100%, em cinco anos de acompanhamento. Em relação as próteses parciais fixas totalmente constituídas de material cerâmico, o autor revelou que não há acompanhamento clínico a longo prazo. Entretanto, resultados de estudos a curto prazo mostraram sucesso clínico aceitável, especialmente em regiões anteriores.

Cattell et al.⁹ (2001) analisaram a resistência à flexão biaxial *piston-on-three ball* de uma cerâmica experimental à base de leucita em comparação

com a cerâmica IPS-Empress. A cerâmica experimental possui cristais de leucita tetragonais de $1\mu\text{m}$ a $2\mu\text{m}$, com a seguinte composição, em massa (%): $64,2\text{ SiO}_2$, $16,1\text{ Al}_2\text{O}_3$, $10,9\text{ K}_2\text{O}$, $4,3\text{ Na}_2\text{O}$, $1,7\text{ CaO}$, $0,5\text{ LiO}$ e $0,4\text{ TiO}_2$. Foram fabricados corpos-de-prova, em forma de disco, nas dimensões de $14\text{mm} \times 2\text{mm}$, e divididos nos seguintes grupos: 1. 21 espécimes da cerâmica experimental processada pela aplicação do pó cerâmico e líquido aglutinante no molde refratário; 2. 21 espécimes da cerâmica experimental injetadas sob pressão de $0,5\text{MPa}$ no forno EP 500 (Ivoclar); 3. 21 espécimes da cerâmica experimental injetadas sob pressão de $0,5\text{MPa}$ no forno Opc (Jeneric/Pentron); 4. 21 espécimes da cerâmica experimental injetadas sob pressão de $0,5\text{MPa}$ no forno Opc (Jeneric/Pentron), seguida de jateamento com óxido de alumínio; 5. 21 espécimes da cerâmica IPS-Empress injetadas sob pressão de $0,5\text{MPa}$ no forno EP 500 (Ivoclar). O teste mecânico foi realizado com velocidade média de $0,15\text{mm/minuto}$. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os grupos 2 ($156,4\text{MPa}$), 3 ($159,1\text{MPa}$) e 4 ($150,4\text{MPa}$). Entretanto, estes foram estatisticamente superiores em relação aos grupos 1 ($107,2\text{MPa}$) e 5 ($120,1\text{MPa}$). Imagens por microscopia eletrônica mostraram um tamanho de cristal de leucita tetragonal ($1,2\mu\text{m}$) menor em relação à leucita do sistema IPS-Empress ($2,4\mu\text{m}$). Segundo os autores, quanto menor os grânulos cristalinos de leucita, menor é a quantidade de microfendas na estrutura interna da cerâmica, melhorando a resistência mecânica. Além disso, a

distribuição dos cristais de leucita pela matriz vítrea na cerâmica experimental (grupos 2, 3 e 4) foi mais uniforme em relação à cerâmica IPS-Empress, representando um segundo fator importante que melhorou a resistência à flexão.

Chong et al.¹³ (2002) estudaram a resistência à flexão, em três pontos, das cerâmicas In-Ceram Alumina (Vita) e In-Ceram Zirconia (Vita). Esta última surgiu pela incorporação de 35% de zircônia parcialmente estabilizada na cerâmica infiltrada. Dez corpos-de-prova, na forma de barra, e dimensões finais de 20mm x 6mm x 1mm foram confeccionados para cada material, em duas situações distintas: 1. Espécimes confeccionados totalmente com os materiais de infra-estrutura, e 2. Espécimes com metade da espessura (0,5mm) em material de infra-estrutura e 0,5mm de cobertura com a porcelana feldspática Vitadur Alpha (Vita). As barras foram submetidas ao teste mecânico com carga de 0,5N/segundo e *span* de 18mm. Os espécimes com cobertura de porcelana feldspática foram orientados com a superfície do material de infra-estrutura sob carga de tensão, simulando uma situação clínica. Os resultados mostraram maior módulo de Weibull (m) e resistência para o In-Ceram Zirconia (421,0MPa; $m=8,827$) em relação ao In-Ceram Alumina (243,0MPa; $m=4,585$). Quanto aos materiais com cobertura de porcelana convencional, também foi observada superioridade do In-Ceram Zirconia (51,0MPa; $m=8,016$) em relação ao In-Ceram Alumina (25,0MPa;

m=3,648). A zircônia melhorou esta propriedade mecânica pois sofre uma transformação de fase durante o processamento (tetragonal para monoclínica), resultando numa expansão volumétrica de 3% a 5%. Este fenômeno promove a criação de estresses compressivos que defletem as fendas internas, melhorando a resistência mecânica desta. A análise por microscopia eletrônica revelou um padrão de fratura transgranular para ambos os materiais, principalmente dos cristais de alumina. As porosidades observadas ocorreram devido à inadequada infusão do vidro. Os autores relataram que a variabilidade nos valores de resistência, comparados a estudos anteriores, se deve a formação de defeitos internos durante o processamento destes materiais. Os pesquisadores concluíram que a influência positiva da zircônia no In-Ceram permite indicar o sistema para próteses parciais fixas.

3. Proposição

Em função dos avanços atuais dos sistemas totalmente cerâmicos e da incerteza que gira em torno de sua capacidade de substituição do elemento dental, torna-se válido o estudo destes materiais, considerando suas composições e propriedades mecânicas.

O objetivo deste estudo foi analisar a resistência à flexão, a resistência à tração diametral e a dureza dos sistemas cerâmicos para infra-estrutura IPS-Empress 2 e In-Ceram Zirconia.

4. Material e Método

4.1 Materiais utilizados

No presente trabalho, foram avaliadas as cerâmicas para infra-estrutura IPS-Empress 2, processada por injeção, e In-Ceram Zirconia, processada por dupla sinterização. Estes sistemas são indicados, respectivamente, para próteses parciais fixas anteriores e posteriores.

O quadro 4.1.1 apresenta a relação dos fabricantes, a composição básica e a forma de apresentação dos materiais estudados. A forma de apresentação é também mostrada nas figuras 4.1.1 e 4.1.2.

Quadro 4.1.1 Materiais cerâmicos para infra-estrutura utilizados neste estudo

Material/Fabricante	Composição básica	Apresentação
IPS-Empress 2/Ivoclar	Dissilicato de lítio 70% (%em volume)	Lingotes simples (0,5g) e duplos (1,3g)
In-Ceram Zirconia/Vita	Óxidos de alumínio (65%) e zircônio (35%) Óxido de lantânio Líquido aglutinante Aditivo	Frasco com 300g Frasco com 25g Ampola com 5mL Frasco com 5mL



Figura 4.1.1 Lingotes do IPS-Empress 2



Figura 4.1.2 In-Ceram Zirconia

4.2 Dimensionamento dos corpos-de-prova

Para o ensaio de resistência à flexão em três pontos, foram confeccionados 10 corpos-de-prova em forma de barra, com 25mm de comprimento, 5mm de largura e 2mm de espessura (norma ISO 6872).

Para obtenção dos espécimes de cada material nas dimensões descritas acima, foi desenvolvida uma matriz metálica, composta de uma base retangular, em alumínio, com espaço para o encaixe de uma lâmina de aço inoxidável, bipartida, com espessura de 2mm, que quando unida, apresenta na sua porção central uma cavidade também retangular, com as dimensões determinadas (Figura. 4.2.1).

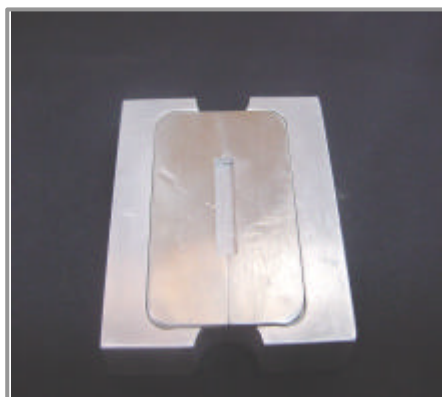


Figura 4.2.1 Matriz utilizada para confecção dos espécimes do ensaio de resistência à flexão.

Para o teste de resistência à tração diametral foram confeccionados quinze corpos-de-prova, em forma de disco, com 6mm de diâmetro e 3mm de espessura. Com objetivo de obter os espécimes nas dimensões descritas acima, foi utilizada uma matriz metálica cilíndrica, em alumínio, medindo externamente 3mm de altura por 25mm de diâmetro. Na região central da secção circular, esta matriz apresenta uma perfuração com 6mm de diâmetro. Completa o conjunto um êmbolo, para a remoção do espécime (Figura 4.2.2).



Figura 4.2.2 Matriz utilizada para confecção dos espécimes de resistência à tração diametral.

Para o ensaio de dureza Vickers, 5 fragmentos de cada cerâmica, obtidos após o ensaio de resistência à flexão, foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável JET (Artigos Odontológicos Clássico, Brasil). Como consequência do referido ensaio, o corpo-de-prova em forma de barra é seccionado em dois, sendo incluído apenas um desses fragmentos. A superfície destinada às leituras de dureza correspondeu às regiões da barra distantes dos pontos de carregamento (Figura 4.2.3).



Figura 4.2.3 Fragmento do espécime do ensaio de resistência à flexão incluído em resina acrílica.

4.3 Obtenção dos corpos-de-prova

4.3.1 IPS-Empress 2

Os corpos-de-prova da cerâmica IPS-Empress foram obtidos pelo método da cera perdida, iniciando-se pela produção de padrões. A cera Yeti (Thowax) foi levada ao plastificador Dippy-Pró (Yeti Dental), o qual a mantém fundida a temperatura constante de 65°C, e aplicada com um gotejador no

molde de cada matriz metálica, preenchendo todo o espaço interno. A porção superior foi nivelada e alisada com o auxílio de uma espátula 36 (S.S. White Duflex). Antes da retirada dos padrões das matrizes metálicas, estes receberam condutos de alimentação, sendo posteriormente fixados na base do anel fornecido pelo fabricante (utilização de 4 barras ou 6 discos em cera por anel).

Para a inclusão, foi utilizado revestimento aglutinado por fosfato com espatulação a vácuo (80% em massa de SiO_2 e 20% de MgO e $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$), que acompanha o conjunto do sistema IPS Empress 2. Após 60 minutos da inclusão, o conjunto foi levado ao forno EDG-3000, com o objetivo de eliminar a cera e obter a expansão do molde. A temperatura foi elevada à velocidade de 5°C por minuto até atingir 250°C , permanecendo nesta temperatura durante 30 minutos. Em seguida, a temperatura foi aumentada, na mesma velocidade, até atingir 850°C , permanecendo por mais uma hora nesta condição.

Um lingote de 1,3g do IPS Empress 2 foi posicionado na entrada do conduto de alimentação do anel de revestimento seguido do êmbolo de alumina fornecido pelo fabricante, sendo este conjunto levado ao forno EP-500 (Ivoclar) (Figuras 4.3.1.1 e 4.3.1.2), e aquecido automaticamente à velocidade de 60°C por minuto de uma temperatura inicial de 700°C até atingir 920°C , permanecendo nesta por mais 20 minutos. Ao final desse ciclo, com o lingote de IPS Empress 2 já plastificado, foi iniciada a etapa de

injeção pela aplicação do êmbolo de alumina, o qual comprimiu a cerâmica com pressão de 0,4MPa para dentro do molde do revestimento.



Figura 4.3.1.1 Forno EP-500



Figura 4.3.1.2 Êmbolo de alumina posicionado após colocação do lingote no forno EP-500

O conjunto foi removido do forno imediatamente após a injeção, resfriando lentamente até a temperatura ambiente. Os corpos-de-prova de IPS Empress 2 foram desincluídos e submetidos ao jateamento com óxido de alumínio (100 μ m) no aparelho Biojato Master (Bioart). A remoção dos resíduos de revestimento foi obtida pela imersão dos espécimes em solução de ácido hidrófluorídrico a 1% por 10 minutos, em um aparelho de ultrassom.

4.3.2 In-Ceram Zirconia

Inicialmente, padrões em resina acrílica Duralay (Reliance Manufacturing) foram obtidos a partir das matrizes metálicas. Em seguida, estes padrões foram moldados com polivinilsiloxano Stern Tek (Stern Gold). Estas réplicas elásticas da matriz tiveram a finalidade de evitar fratura durante a retirada dos espécimes.

A massa cerâmica para aplicação nos moldes e produção dos espécimes foi formada pela mistura de 19g do pó do In-Ceram com 2,5mL do líquido aglutinante e 1 gota do aditivo, no aparelho de ultrassom Vitassonic II (Vita), até conseguir consistência homogênea. Pequenas porções desta massa foram aplicadas com um pincel até completar todo o molde. A quantidade descrita foi suficiente para a produção de quatro espécimes em forma de barra ou oito em forma de disco. Após alisamento da superfície externa com espátula 36 (S.S.White Duflex), os espécimes foram retirados dos moldes elásticos e levados para a primeira sinterização, com quatro corpos-de-prova de cada vez, no forno Inceramat II (Vita) (Figura 4.3.2.1) por 10 horas a 1150°C. Após este primeiro ciclo, os espécimes receberam a aplicação da massa cerâmica de óxido de lantânio, formado pela mistura do pó do sistema com água destilada. A seguir, foram levados novamente ao forno Inceramat II, para o segundo ciclo de sinterização, permanecendo a 1140°C por 3 horas e vinte minutos.

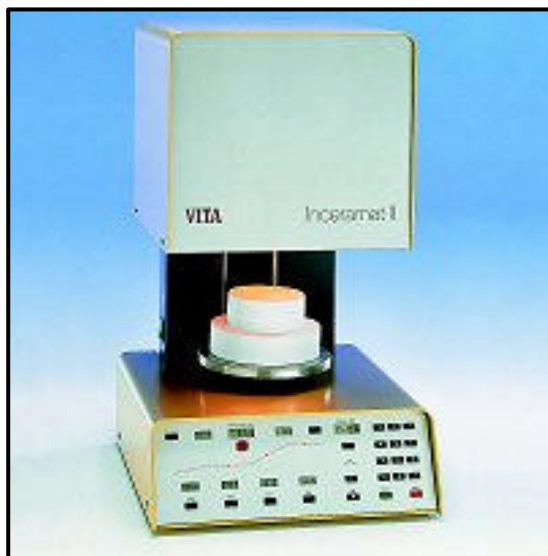


Figura 4.3.2.1 Forno Inceramatt II

Após o resfriamento, os excessos foram removidos com o auxílio de uma ponta diamantada cilindro-cônica 4138 (KG Sorensen) em baixa rotação e do jateamento com óxido de alumínio ($100\mu\text{m}$) a $0,3\text{MPa}$ de pressão.

4.4 Ensaios Mecânicos

4.4.1 Ensaio de Flexão

Para o teste de resistência à flexão em três pontos, foram utilizados dois dispositivos, compostos por uma mesa com dois apoios cilíndricos de $1,6\text{mm}$ de diâmetro, distantes 20mm entre si, e um dispositivo para aplicação da força, no centro da porção superior do corpo-de-prova, com ponta ativa na forma cilíndrica, com diâmetro de $3,2\text{mm}$ (Figura 4.4.1.1).



Figura 4.4.1.1 Ensaio de flexão

Os ensaios foram realizados em equipamento MTS 810 (Material Test System – EUA) , gerenciado por programa Test Star II (IBM – EUA). Foram inseridos os seguintes parâmetros no sistema para o cálculo da resistência à flexão ($3Wl/2bd^2$): 1. força máxima antes da fratura, em Newtons (W); 2. distância dos apoios de suporte de 20mm (l); 3. dimensões dos 10 corpos-de-prova de cada material, os quais foram medidos individualmente por meio de paquímetro digital Mitutoyo 500-143B, com precisão de 0,01mm. (b e d); 4. velocidade de aplicação da carga (0,5 mm/min) e 5. unidade de medida (MPa). Foi utilizada célula de carga de 10 kN, até a ruptura dos corpos-de-prova, sendo a tensão máxima registrada.

4.4.2 Ensaio de Tração Diametral

Para o ensaio de tração diametral (2P/pDT) , foram confeccionados dois dispositivos compostos por uma base metálica plana e ponta ativa também

plana, que possibilitou a ação de uma força compressiva vertical ao longo do diâmetro do corpo-de-prova (P) (Figura 4.4.2.1).

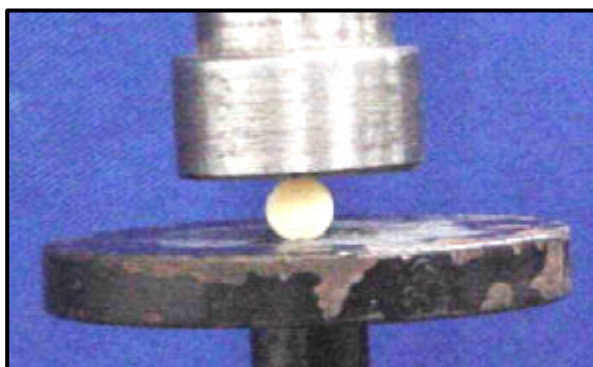


Figura 4.4.2.1 Ensaio de tração Diametral

Os 15 corpos-de-prova de cada material foram testados na mesma máquina utilizada para o ensaio de resistência à flexão, também com medidas individualizadas de diâmetro (D) e espessura (T). A célula de carga e velocidade foram mantidas.

4.4.3 Ensaio de Dureza

Após a inclusão em resina acrílica, os 5 espécimes receberam acabamento e polimento mecânico na politriz Metaserv Grinder/Polisher 2000 (Buehler), com lixas na sequência numérica 200, 400, 600, 1200, 2000, e pasta diamantada Metadi Diamont Suspension 3 μ m (Buehler). A superfície retangular de cada corpo-de-prova foi dividida em quatro áreas iguais, com caneta hidrocor azul. O ensaio de dureza Vickers foi realizado no

durômetro Buehler (Lake Bluff), com força de 1,0kgf por 30 segundos (figura 4.4.3.1). Em cada área, foram realizadas duas marcações, totalizando oito por espécime.

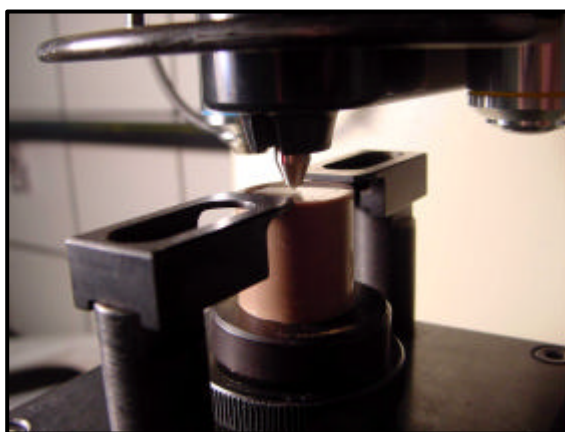


Figura 4.4.3.1 Ensaio de Dureza Vickers

4.5 Planejamento experimental estatístico

Para as três propriedades testadas, foi comparado o fator material em 2 níveis. Para os ensaios de resistência à flexão e dureza, foram avaliados diretamente médias, desvios-padrão e coeficientes de variação. Para o ensaio de tração diametral, foi aplicado o teste não paramétrico de Mann-Whitney.

5. Resultados

5.1 Resistência à Flexão

A tabela 5.1.1 apresenta os valores de resistência à flexão, médias, desvios-padrão e coeficientes de variação obtidos para os materiais em estudo.

Tabela 5.1.1 – Resistência à flexão (MPa) das cerâmicas estudadas.

Espécime	In-Ceram Zirconia	IPS-Empress 2
1	351,00	228,86
2	438,89	212,92
3	388,68	250,82
4	353,15	170,08
5	391,40	276,31
6	461,18	198,66
7	528,41	251,42
8	429,44	232,74
9	615,44	179,61
10	441,21	259,84
Média	439,88 (A)	226,13 (B)
Desvio-Padrão	81,39	35,26
Coeficiente de variação	18,5%	15,69%

Devido a grande diferença entre as médias dos materiais estudados, não houve necessidade de análise estatística.

Assim, a análise dos dados da tabela 5.1.1 indica superioridade para a resistência à flexão da cerâmica In-Ceram Zirconia (439,88MPa) em relação à cerâmica IPS-Empress (226,13MPa).

5.2 Resistência à Tração Diametral

A tabela 5.2.1 apresenta os valores de resistência à tração diametral, médias, desvios-padrão e coeficientes de variação obtidos para os materiais em estudo.

Tabela 5.2.1 - Resistência à tração diametral (MPa) das cerâmicas estudadas.

Espécime	In-Ceram Zirconia	IPS-Empress 2
1	167,39	180,93
2	151,11	194,12
3	163,19	170,82
4	131,77	161,62
5	211,55	194,80
6	171,72	170,21
7	235,46	150,69
8	169,49	182,65
9	90,68	183,67
10	118,46	201,59
11	125,75	175,41
12	90,91	174,04
13	98,07	149,23
14	143,95	197,89
15	187,53	138,59
Média	150,47	175,08
Desvio-padrão	42,66	18,82
Coeficiente de variação	28,35%	10,75%

Os valores obtidos para ambos os materiais apresentaram distribuição normal, porém, não homogênea, sendo então aplicado o teste não paramétrico de Mann-Whitney (tabela 5.2.2).

Tabela 5.2.2 – Teste de Mann-Whitney para resistência à tração diametral.

Valores de U	
U (1) : 162	
U (2) : 63	
Valor calculado de z	2,0532
Probabilidade de igualdade	2,00 %
Significância em nível de 5 %	

A tabela 5.2.2 aponta diferença estatística entre os materiais. Desta forma, para melhorar a visualização, foi construída a tabela 5.2.3, que apresenta os valores médios, de resistência à tração diametral, para os dois materiais estudados.

Tabela 5.2.3 – Valores médios à resistência à tração diametral (MPa) das cerâmicas estudadas.

In-Ceram Zirconia	IPS-Empress 2
150,47 (B)	175,08 (A)

A análise da tabela 5.2.4 indica, contrariamente aos resultados de resistência à flexão, superioridade estatística da cerâmica IPS-Empress 2 (175,08MPa) em relação ao In-Ceram Zirconia (150,47MPa).

5.3 Dureza Vickers

A tabela 5.3.1 apresenta os valores de Dureza Vickers, médias, desvios-padrão e coeficientes de variação obtidos para os materiais em estudo.

Tabela 5.3.1 – Dureza Vickers de cada espécime das cerâmicas estudadas (VHN).

Espécime	In-Ceram Zirconia	IPS-Empress 2
1	977,20	484,20
2	998,70	486,60
3	964,60	485,60
4	946,90	484,70
5	954,70	500,10
Média	972,00 (A)	488,33 (B)
Desvio-padrão	16,90	6,70
Coeficiente de variação	1,7%	1,4%

Contrariamente aos resultados de resistência à tração diametral e de maneira semelhante aos de resistência à flexão, a análise dos dados da tabela 5.3.1 indica superioridade estatística da cerâmica In-Ceram Zirconia (972,0VHN) em relação à IPS-Empress 2 (488,33VHN).

Para visualização conjunta dos resultados, foi construído o gráfico da figura 5.3.1, que apresenta o valor médio obtido para cada cerâmica em função de cada propriedade mecânica estudada.

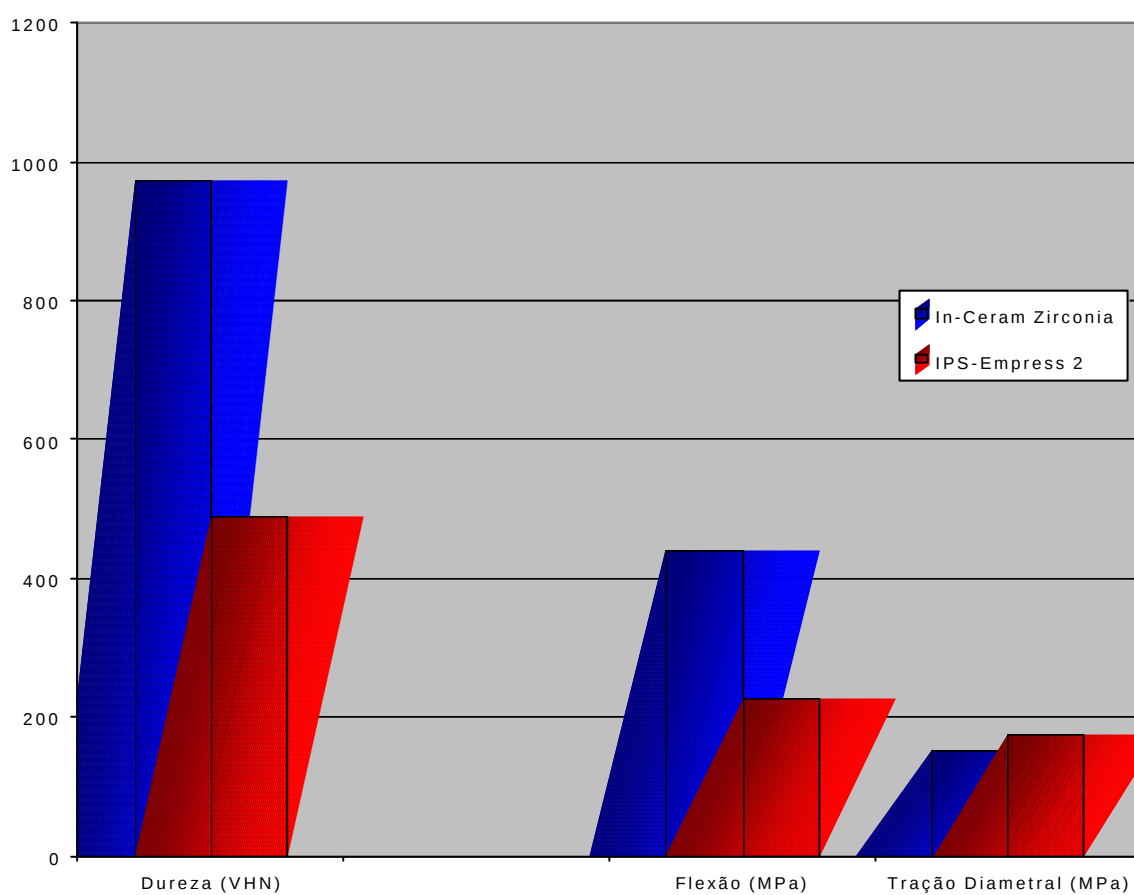


Figura 5.3.1 Valores médios das cerâmicas estudadas em função das propriedades mecânicas.

6. Discussão

Segundo Ban & Anusavice³, as propriedades mecânicas representam importante fator que controla o sucesso das restaurações dentárias. Normalmente, distribuições de estresses de compressão, tração e cisalhamento, que são induzidos pelas forças da mastigação, são encontradas na maioria dos espécimes submetidos a condições laboratoriais. Para se avaliar a resistência limite dos materiais a estas situações, os testes de resistência à flexão, resistência à tração diametral e dureza são bastante adequados.

Na literatura pesquisada, foram encontrados três tipos de testes de resistência à flexão para materiais cerâmicos: o teste em três pontos, o teste em quatro pontos e o teste biaxial, que inclui as modalidades *ring-on-ring*, *ball-on-ring* e *piston-on-three-ball*. No teste biaxial *ring-on-ring*, o espécime, em forma de disco, é suportado por um anel metálico de 10mm de diâmetro, e recebe em sua porção central, uma carga por um outro anel de 1,41mm de diâmetro até a ruptura do corpo-de-prova⁴⁸. O teste biaxial *ball-on-ring* é semelhante ao *ring-on-ring*, porém a aplicação da carga no corpo-de-prova é realizada por uma esfera de aço de 6mm de diâmetro. Já no teste biaxial *piston-on-three-ball*, o espécime é suportado por três esferas de aço equidistantes entre si (cada uma com 4mm de diâmetro), recebendo uma

carga central por um pistão também metálico de 1,41mm de diâmetro, até a ruptura do corpo-de-prova. Zeng et al.⁴⁷ afirmaram que o teste biaxial é o mais indicado pois possui a maior área do espécime sujeita ao estresse, e assim, a tensão máxima e o coeficiente de variação são sempre menores em relação aos outros métodos. Além disso, mostra os maiores valores do módulo de Weibull (melhor distribuição de estresses pela cerâmica). O teste em quatro pontos é semelhante ao teste em três pontos, porém os espécimes em forma de barra recebem a força por meio de dois pistões, cada um com 2,5mm de diâmetro, e equidistantes 12mm entre si. Neste ensaio, a área do corpo-de-prova submetida ao estresse de tensão é menor em relação ao teste biaxial, determinando valores mais altos de resistência e maior coeficiente de variação^{32,39}. Todavia, embora o teste em três pontos tenha como desvantagem uma área ainda menor do espécime submetida ao estresse, com valores numéricos de resistência e coeficiente de variação maiores em relação aos ensaios anteriores, provavelmente por sua simplicidade é preconizado pela ISO (norma 6872) e largamente utilizado na literatura⁴⁷.

Os resultados de resistência à flexão deste estudo mostraram superioridade do material In-Ceram Zirconia (439,88MPa) em relação ao IPS-Empress 2 (226,13MPa). Quanto ao material para infra-estrutura In-Ceram Zirconia, Seghi & Sorensen³⁷ encontraram resistência à flexão em três pontos de 604MPa. Apholt et al.² obtiveram 624MPa e no ano seguinte,

Chong et al¹³. mostraram 421MPa. Esta diferença de resultados encontrada na literatura é evidente e pode ser explicada pois o sistema In-Ceram possui uma técnica de processamento bastante minuciosa e sensível a variações na quantidade de defeitos internos no material. A comprovação deste fato pode ser vista pelo alto coeficiente de variação apresentado por este material neste trabalho. Por outro lado, a adição de óxido de zircônio no sistema permitiu melhora na resistência à flexão em relação aos sistemas Hi-Ceram (155MPa), In-Ceram Spinel (280+50MPa) e In-Ceram Alumina (400±50MPa)^{2,13,18,23,30,35,36,37}. Semelhanças na resistência à flexão do In-Ceram Zirconia foram encontradas na literatura em relação à cerâmica de infra-estrutura de óxido de alumínio do sistema Procera (600±50 MPa)^{45,47}.

Diferentemente do sistema In-Ceram, os resultados encontrados para o material de infra-estrutura IPS-Empress 2 condiz com os valores obtidos nos estudos anteriores de Drummond¹⁷ (205MPa) e Valverde⁴¹ (172MPa). Esta menor variabilidade em relação aos resultados encontrados na literatura pode ser explicada pela técnica de processamento de injeção do material, que é mais facilmente controlada e permite a formação de menores quantidades de defeitos internos, produzindo espécimes com características estruturais mais semelhantes. Além disso, a resistência à flexão da cerâmica IPS-Empress 2, reforçada com dissilicato de lítio, também foi melhorada em relação a do IPS-Empress e Optimal, reforçadas com leucita (ambas com 120MPa)^{8,9,15,20,41}. Entretanto, apresenta resistência semelhante em relação

à cerâmica reforçada com fluormica tetrasilica e injetada por centrifugação Dicor (239MPa)³⁰.

Um outro fator de grande importância é a comparação da resistência mecânica entre os materiais para infra-estrutura cerâmica com os materiais para infra-estrutura metálica ou sistemas metalocerâmicos. Diversos autores na literatura pesquisada mostraram superioridade dos sistemas metalocerâmicos Rexillum (liga de Co-Cr, coberta com a porcelana VMK 68-Vita), Olympia (liga de Au-Pd, coberta com a porcelana VMK 68-Vita), Jelenko (liga de Au, coberta com a porcelana Ceramco-Dentsply) em relação aos sistemas totalmente cerâmicos mais antigos (Cerestore e Dicor), quando comparada a resistência à fratura ou a resistência à flexão^{5,21,22,25}. Já com os sistemas totalmente cerâmicos mais recentes, Strub & Beschmidt³⁸ observaram não haver diferenças significantes entre os sistemas IPS-Empress, In-Ceram Alumina e liga metálica Degudent (Au-Pd) coberta com porcelana feldspática Vita Ceramic (Vita), quando comparada a resistência à fratura. Todavia, Valverde⁴¹ observou resistência à flexão em três pontos de 1637,2MPa e 682,2MPa para os materiais metálicos de infra-estrutura Litecast B (Ni-Cr-Be-Mo) e Durabond (Ni-Cr), respectivamente. Com estes resultados, podemos observar que os sistemas para infra-estrutura cerâmica In-Ceram Zirconia apresenta semelhança na resistência à flexão em relação à liga de Ni-Cr Durabond.

Neste estudo, houve a tentativa de se relacionar as propriedades de resistência à flexão e resistência à tração diametral, já que ambas permitem que os espécimes sejam submetidos a forças de compressão e tração. Entretanto, em contraposição aos resultados do ensaio de flexão, a resistência à tração diametral do sistema IPS-Empress 2 (175,08MPa) foi estatisticamente superior em relação ao In-Ceram Zircônia (150,47MPa). Apesar de ambos os testes apresentarem a atuação dos mesmos tipos de força, estas atuam de forma diferente nestes testes, basicamente por dois motivos: 1. A geometria dos corpos-de-prova é diferente, sendo em forma de disco para a tração diametral e em forma de barra para o ensaio de flexão e 2. No teste de tração diametral, o espécime apresenta um ponto de apoio na região inferior oposta à aplicação de força, fazendo com que as resultantes de tração sejam localizadas mais internamente no mesmo. Já no ensaio de flexão em três pontos, o corpo-de-prova é apoiado somente pelas extremidades, fazendo com que as forças resultantes sejam localizadas na região inferior oposta à aplicação da carga, de uma forma superficial. Assim, pelo fato do material In-Ceram Zirconia ser mais susceptível a defeitos internos em relação ao IPS-Empress 2, é possível que o primeiro seja mais sensível às resultantes do teste de tração diametral, e consequentemente apresente menor resistência¹⁸.

Para a dureza Vickers, o material In-Ceram Zirconia (972,0VHN) mostrou-se superior em relação ao IPS-Empress 2 (488,3VHN). Estes

resultados confirmam, aparentemente, a hipótese descrita acima, já que a dureza é uma propriedade importante para se avaliar a resistência de superfície do material, não sofrendo a interferência dos defeitos internos do mesmo.

Dentre os fatores que influenciam a resistência mecânica das cerâmicas, pode-se destacar: composição, desenvolvimento de estresses residuais compressivos, técnica de processamento, distribuição da fase cristalina pela matriz vítrea e quantidade de defeitos internos^{1,9, 14,35, 38}.

A mudança da composição de um material cerâmico é um dos principais fatores para a melhoria das propriedades mecânicas. O reforço com cristais de óxido de alumínio, óxido de zircônio e leucita melhorou a resistência à flexão das porcelanas feldspáticas. Isso acontece basicamente por dois motivos: 1. a adição de cristais eleva o módulo de elasticidade do material, e conseqüentemente a resistência à flexão do mesmo^{5,35}, 2. Os cristais limitam a propagação de fraturas pela estrutura interna da cerâmica³⁹. Exemplos deste fato podem também ser observados para os sistemas In-Ceram e IPS-Empress. A adição de óxido de zircônio no In-Ceram e a mudança do reforço cristalino de leucita para dissilicato de lítio para o sistema IPS-Empress melhorou significativamente a resistência à flexão destes sistemas^{13,17,20}.

Um mecanismo importante de reforço das cerâmicas é o desenvolvimento de estresses residuais de compressão pelo material. Este

fenômeno é observado, principalmente, no material IPS-Empress. O maior coeficiente de expansão térmica da fase cristalina em relação à matriz vítrea gera estes estresses compressivos durante o resfriamento, limitando a propagação de fendas e a ação de estresses de tensão pelo material^{8,10,15,29}. Chong et al.¹³ afirmaram que a adição de óxido de zircônio no In-Ceram melhorou a resistência à flexão do mesmo pois a zircônia sofre uma transformação de fase durante o aquecimento do material (tetragonal para monoclinica), resultando numa expansão volumétrica de 3% a 5%. Esta expansão promove a criação de estresses compressivos que limitam a propagação de fendas pelo material.

A técnica de processamento também é um importante fator que influencia a resistência mecânica das cerâmicas. Probst et al.³² mostrou maior resistência à flexão em três pontos, resistência à fratura e dureza para os espécimes de IPS-Empress processados pela técnica da caracterização extrínseca em relação aos processados pela técnica estratificada. Isto provavelmente acontece pois, na técnica estratificada, a aplicação da porcelana de cobertura na estrutura de IPS-Empress permite a incorporação de uma maior quantidade de defeitos internos. Além disso, nesta técnica, a espessura do material do material IPS-Empress é menor em relação à técnica da caracterização extrínseca, enfraquecendo o material. Apholt et al.² não encontrou diferenças significantes na resistência à flexão entre o sistema In-Ceram Alumina processado por sinterização ou por usinagem

(CAD-CAM). Entretanto, os primeiros exibiram maior coeficiente de variação e maior quantidade de defeitos internos, podendo apresentar falhas prévias em relação ao segundo por propagação de fendas. Dong et al.¹⁶ mostraram que o processo de injeção da cerâmica IPS-Empress promove uma melhor distribuição dos cristais de leucita pela matriz vítrea, melhorando a resistência à flexão do material. Estes resultados foram comprovados em estudo mais recente de Cattell et al.⁹ e Drummond et al.¹⁷

Os defeitos internos estão diretamente relacionados à resistência mecânica dos materiais. Dentro de uma mesma composição do material cerâmico, quanto maior a quantidade de porosidades e fendas, menor é a resistência mecânica deste^{2,6,7,35}.

Muitos autores discutem a espessura mínima de material de infra-estrutura cerâmica para garantir resistência à restauração. White et al.⁴⁵ não encontraram diferenças estatísticas significantes na resistência à flexão entre espécimes confeccionados com espessura de 1,0mm de material de infra-estrutura do sistema Procera e espécimes confeccionados com 0,5mm do mesmo material coberto com 0,5mm da porcelana feldspática All-Ceram. Uctalasi et al.⁴⁰, no mesmo ano, mostraram que não houve diferenças estatísticas na resistência à flexão biaxial do material IPS-Empress quando testado com espessura de 1,0mm e 2,0mm. Zeng et al.⁴⁸ também não encontraram diferenças significantes entre espécimes com 2,0mm do material de infra-estrutura do sistema Procera e os formados com 1,0mm

deste material cobertos com 1,0mm da porcelana feldspática All-Ceram. Porém, a resistência dos corpos-de-prova In-Ceram (1,0mm) cobertos com porcelana Vitadur (1,0mm) foi estatisticamente inferior em relação ao mesmo testado isoladamente (2,0mm), mostrando que a influência da espessura é diferente para materiais de infra-estrutura distintos.

Os testes mecânicos utilizados neste estudo são considerados estáticos, ou seja, mostram valores de resistência em situação imediata após aplicação dos mesmos. Por isso os resultados deste teste não podem ser usados para prever o desempenho à longo prazo destes materiais. Assim, uma das formas de se determinar o desempenho futuro é a pesquisa através de estudos longitudinais. Blatz⁴ mostrou resultados clínicos favoráveis de coroas parciais e totais confeccionadas com materiais totalmente cerâmicos. Entretanto, para o autor, o período de acompanhamento clínico é curto (máximo de 7 anos), sendo necessário maior tempo para tomada de conclusões confiáveis à respeito destes sistemas.

Um outro fator importante é a ciclagem mecânica. A literatura pesquisada mostrou que este procedimento, caracterizado pela aplicação de cargas que simulem condições mecânicas da cavidade bucal, promove o declínio da resistência mecânica dos materiais cerâmicos. Isto acontece porque a ciclagem, em ambiente seco ou úmido, promove a propagação de defeitos internos pelo material, enfraquecendo-o^{12,14,27,38,46}.

Depois dos resultados obtidos neste estudo, constatou-se que a relação entre as três propriedades mecânicas não é a mesma para os materiais estudados. Esta realidade também foi observada em estudos anteriores, quando foram comparadas a resistência à flexão, a resistência à tração diametral e a resistência à fratura de sistemas totalmente cerâmicos^{3,28,43,44}.

Desse modo, fica claro que a decisão pela indicação de um material não pode ser baseada em apenas uma propriedade. Além disso, de acordo com os resultados obtidos, não se pode prever o desempenho clínico à longo prazo destes materiais, pois diversos fatores podem influenciar a resistência e a longevidade dos mesmos, diferindo em muitos aspectos de situações laboratoriais. Na verdade, os estudos *in vitro* são úteis para verificação e comparação do comportamento dos materiais em situações limites e no estudo do mecanismo de falha dos mesmos.

7. Conclusão

À vista dos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. O material para infra-estrutura cerâmica In-Ceram Zirconia (439,88MPa) mostrou maior resistência à flexão em relação ao IPS-Empress 2 (226,13MPa).
2. Observou-se maior resistência à tração diametral do IPS-Empress 2 (175,08MPa) em relação ao In-Ceram Zirconia (150,47MPa).
3. Para a dureza Vickers, o material In-Ceram Zirconia (972,0VHN) mostrou-se superior em relação ao IPS-Empress 2 (488,33VHN).

8. Referências*

1. ANUSAVICE, K.J. **Materiais Dentários**. 10. ed. Gainesville: Guanabara Koogan, 1998.
2. APHOLT, W. et al. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In-Ceram-Alumina and In-Ceram-Zirconia bars. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.17, n.3, p.260-267, May 2001.
3. BAN, S.; ANUSAVICE, K.J. Influence of test method on failure stress of brittle materials. **J. Dent. Res.**, Washington, DC, v.69, n.12, p.1791-1799, Dec. 1990.
4. BLATZ, M.B. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. **Quintessence Dent. Technol.**, Chicago, v.24, p.41-55, Feb. 2001.

* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR 6023: informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro: ABNT, 2002. 24p.

5. CAMPBELL, S.D. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: Modulus of rupture. **J. Prosthet. Dent.**, St.Louis, v.62, n.4, p.476-479, Oct. 1989.
6. CATTELL, M.J. et al. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics – Part I. **J. Dent.**, Guildford, v.25, n.5, p. 399-407, Sept. 1997.
7. CATTELL, M.J. et al. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics – Part II. **J. Dent.**, Guildford, v.25, n.5, p. 409-414, Sept. 1997.
8. CATTELL, M.J. et al. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. **J. Dent.**, Guildford, v.27, n.3, p.183-196, Mar. 1999.
9. CATTELL, M. J. et al. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.17, n.1, p.21-33, Jan. 2001.
10. 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.

11. CHAIN, M.C. et al. Restaurações cerâmicas estéticas e próteses livres de metal. **RGO**, Porto Alegre, v.48, n.2, p.67-70, abr./maio/jun. 2000.
12. CHEN, H.Y. et al. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.82, n.4, p.468-475, Oct. 1999.
13. CHONG, K.H. et al. Flexural strength of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia core materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.15, n.2, p.183-188, Mar./Apr. 2002.
14. CORRER SOBRINHO, L. 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.
15. DENRY, I.L. et al. Effect of cubic leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain. **J. Dent. Res.**, Washington, DC, v.75, n.12, p.1928-1935, Dec. 1996.
16. 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.

17. DRUMMOND, J.L. et al. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.16, n.3, p.226-233, May 2000.

18. EVANS, D.B.; O BRIEN, W.J. Fracture strength of glass infiltrated-magnesia core porcelain. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.12, n.1, p.38-44, Jan./Feb. 1999.

19. GIORDANO, R.A. et al. Flexural strength of an infused ceramic, glass-ceramic and feldspathic porcelain. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.73, n.5, p.411-418, May 1995.

20. HÖLAND, W. et al. A comparison of the microstructure and properties of the IPS-Empress 2 and the IPS-Empress glass-ceramics. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.53, n.4, p.297-303, Mar. 2000.

21. JOSEPHSON, B.A et al. A compressive strength study of an all-ceramic crown. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.53, n.3, p.301-303, Mar. 1985.

22. JOSEPHSON, B.A et al. A compressive strength study of complete ceramic crowns: Part II. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.65, n.3, p.388-391, Mar. 1991.
23. MAGNE, P.; BELSER, U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram alumina and spinell ceramic. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.10, n.5, p.459-466, Sept./Oct. 1997.
24. McLEAN, J.W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.85, n.1, p.61-66, Jan. 2001.
25. MILLER, A. et al. Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.68, n.1, p.38-41, July 1992.
26. MIRANDA, C.C. et al. Sistema In-Ceram Alumina. **Revista Brasileira de Prótese Clínica & Laboratorial**, Curitiba, n.2, p.163-172, 1998.
27. MYERS, M.L. et al. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.7, n.6, p.549-553, May/June 1994.

28. NEIVA, G. et al. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. **J. Esthet. Dent.**, Ontario, v.10, n.2, p.60-66, May. 1998.
29. OHYAMA, T. et al. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.12, n.1, p.28-37, Jan./Feb. 1999.
30. OILO, G. Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.46, n.5, p.313-322, Oct. 1988.
31. PRÖBSTER, L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.5, n.5, p.409-414, Sept./Oct. 1992.
32. PRÖBSTER, L. et al. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.24, n.9, p.636-645, Sept. 1997.
33. ROSEMBLUM, M.A.; SCHULMAN, A. A review of all-ceramic restorations. **J.A.D.A.**, Chicago, v.128, p.298-307, Mar. 1997.
34. SCHERRER, S.S. et al. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.9, n.6, p.580-585, Nov./Dec. 1996.

35. SEGHI, R.R., et al. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. **Dent. Mater.**, Copenhagen v.6, n.3, p.181-184, July 1990.
36. SEGHI, R.R. et al. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.74, n.2, p.145-150, Aug. 1995.
37. SEGHI, R.R.; SORENSEN, J.A. Relative flexural strength of six new ceramic materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.8, n.3, p.239-246, May/June 1995.
38. STRUB, J.R.; BESCHNIDT, S.M. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown system. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.11, n.6, p.602-609, Nov./Dec. 1998.
39. TINSCHERT, J. et al. Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia-based ceramics. **J. Dent.**, Guildford, v.28, n.7, p.529-535, Sept. 2000.
40. UCTALASI, S. et al. The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.23, n.4, p.257-261, Apr. 1996.

41. VALVERDE, G.B. **Estudo comparativo da resistência à flexão dos sistemas Targis-Vectris, IPS-Empress, liga de Níquel-Cromo e Resina Composta**. 2000. f.128. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2000.
42. VAN NOORT, R. **Dental Materials**. London: Mosby, 1994.
43. WAGNER, W.C.; CHU, T.M. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.76, n.2, p.140-44, Aug. 1996.
44. WEN, M.Y. et al. Comparative mechanical property characterization of three all-ceramic core materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.12, n.6, p.534-541, June 1999.
45. WHITE, S.N. et al. Modulus of rupture of the Procera All-Ceramic System. **J. Esthet. Dent.**, Ontario, v.8, n.3, p.120-126, 1996.
46. YOSHINARI, M.; DÉRAND, T. Fracture strength of all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.7, n.4, p.329-338, July/Aug. 1994.

47. ZENG, K. et al. Flexure tests on dental ceramics. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.9, n.5, p.434-439, Sept./Oct. 1996.
48. ZENG, K. et al. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.11, n.2, p.183-189, Mar./Apr. 1998.

SCHALCH, M. V. **Resistência à flexão, resistência à tração diametral e dureza de sistemas cerâmicos para infra-estrutura**, 2003. f.117. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2003.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar a resistência à flexão, a resistência à tração diametral e a dureza do material de infra-estrutura dos sistemas cerâmicos IPS-Empress 2/IVoclar (dissilicato de lítio, processado por injeção) e In-Ceram Zirconia/Vita (óxidos de alumínio e zircônio, processados por dupla sinterização). Foram confeccionadas dez amostras de cada material para o ensaio de flexão (em forma de barra, 25mm de comprimento, 5mm de largura, 2mm de espessura - ISO 6872) e 15 amostras para o ensaio de tração diametral (em forma de disco, 6mm de diâmetro, 3mm de espessura). Os testes foram realizados em equipamento MTS 810 (Material Test System - EUA), com célula de carga de 10kN e velocidade de 0,5mm/minuto, gerenciado por programa Test Star II (IBM, EUA). Para o ensaio de dureza, na escala Vickers, cinco fragmentos de cada cerâmica foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável JET (Artigos Odontológicos Clássico, Brasil), polidos e submetidos ao teste no durômetro Buheler (EUA), com carga de 1,0kgf por 30 segundos. Os resultados mostraram maior resistência à flexão

do material In-Ceram Zirconia (439,88MPa) em relação ao IPS-Empress 2 (226,13MPa). Entretanto, observou-se maior resistência à tração diametral do IPS-Empress 2 (175,08MPa) em relação ao In-Ceram Zirconia (150,47MPa). Para a dureza Vickers, o material In-Ceram Zirconia (972,0VHN) mostrou-se superior em relação ao IPS-Empress 2 (488,33VHN).

Palavras-chave: Materiais dentários; porcelana dentária; resistência à tração.

SCHALCH, M. V. ***Flexural strength, diametral tensile strength and hardness of infra-structure all-ceramic systems***, 2003. f.117. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2003.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare flexural strength, diametral tensile strength and hardness of infra-structure ceramic systems IPS-Empress 2/Ivoclar (lithium disilicate, heat-pressed) and In-Ceram Zirconia/Vita (aluminum and zirconium oxides, Slip casting). Ten specimens were made for flexural test (25mm length; 5mm width; 2mm thick - ISO 6872), and 15 specimens for diametral test (6mm diameter; 3mm thick). The tests were done in a MTS 810 machine (Material Test System - USA), with load cell of 10kN and crosshead-speed of 0.5mm/minute, managed by Test Star II software (IBM, USA). Five samples of each ceramic were included in autocured resin JET (Artigos odontológicos Clássico, Brazil), polished and submitted to Vickers hardness test in durometer Buheler (USA), with load of 1.0kgf for 30 seconds. In flexural test, In-Ceram Zirconia (439.88MPa) showed greater strength than IPS-Empress 2 (226.13MPa). However, the IPS-Empress 2 (175.08MPa) showed greater diametral strength than In-

Ceram Zirconia (150.47MPa). For hardness, the In-Ceram Zirconia (972.0VHN) showed greater than IPS-Empress 2 (488.33VHN).

Keywords: Dental materials; dental porcelain; tensile strength.