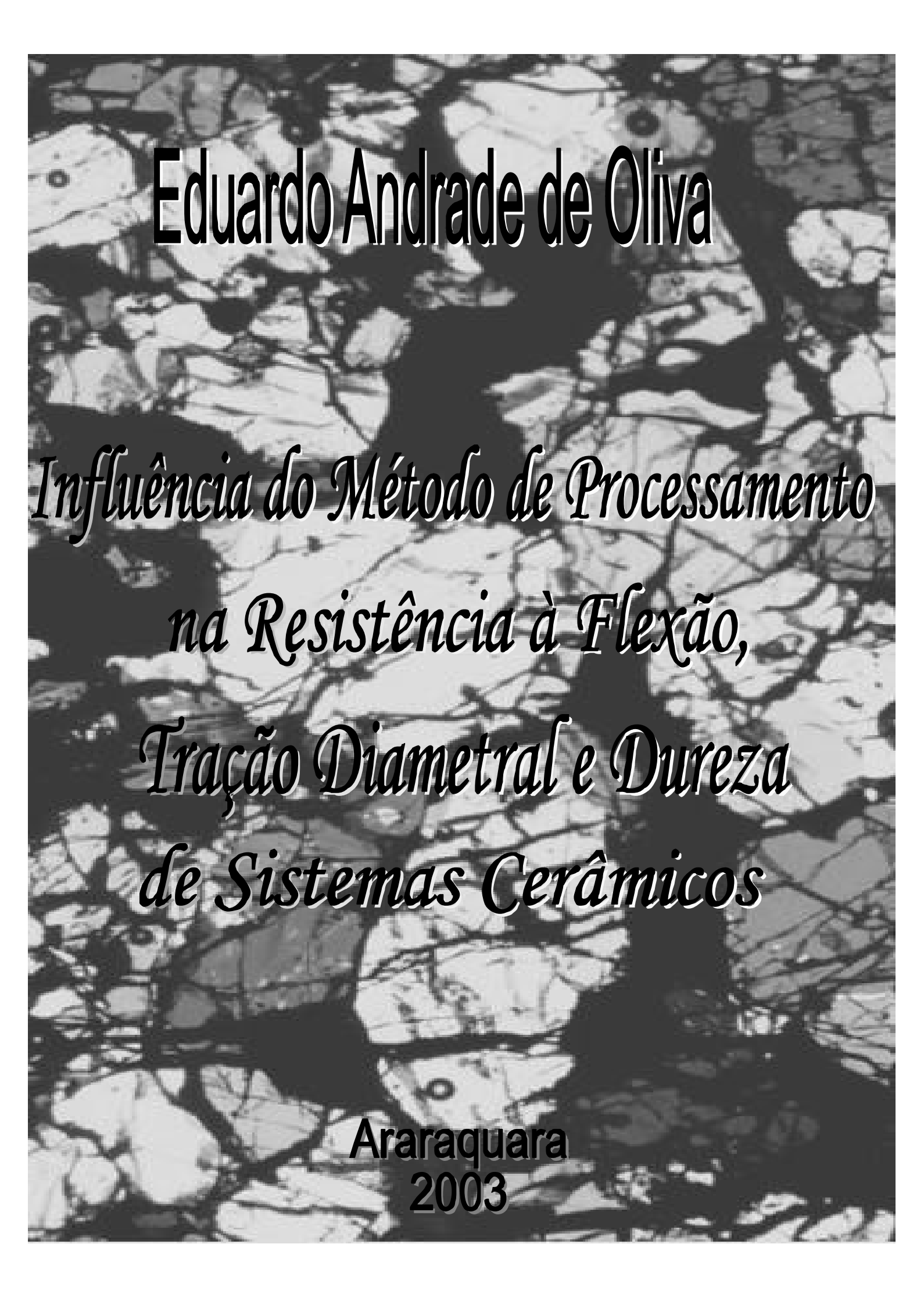


The background of the entire cover is a black and white photograph of a fractured ceramic or stone surface. The cracks are numerous and irregular, creating a complex, web-like pattern across the entire area. The lighting highlights the texture of the material, with some areas appearing lighter and others darker due to the shadows in the cracks.

Eduardo Andrade de Oliva

*Influência do Método de Processamento
na Resistência à Flexão,
Tração Diametral e Dureza
de Sistemas Cerâmicos*

Araraquara
2003

Eduardo Andrade de Oliva

**Influência do Método de
Processamento na Resistência
à Flexão, Tração Diametral e
Dureza dos Sistemas
Cerâmicos**

Dissertação apresentada à Faculdade
de Odontologia de Araraquara, da
Universidade Estadual Paulista "Júlio
Mesquita Filho", para obtenção do
título de Mestre em Reabilitação Oral
- Prótese

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto dos
Santos Cruz

Araraquara
2003

Dados Curriculares

Eduardo Andrade de Oliva

Nascimento	16.01.1976 – Salvador / Bahia
Filiação	Antonio Benedito Leite de Oliva Tânia Maria Andrade Galvão
1994 – 1999	Curso de Graduação Universidade Estadual de Feira de Santana –UEFS
1999 – 2001	Curso de Especialização em Prótese Associação Brasileira de Odontologia / Se
2001 – 2003	Mestrado em Reabilitação Oral- Prótese Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

Oliva, Eduardo Andrade de

Influência do método de processamento na resistência à flexão, tração diametral e dureza dos sistemas cerâmicos. / Eduardo Andrade de Oliva. – Araraquara : [s.n.], 2003.

100 f. ; 30 cm.

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

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto dos Santos Cruz

1. Porcelana dentária 2. Materiais dentários 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

Dedicatória

Ao meu irmão, **Marcos**

Pela eterna confiança,

Mesmo nos meus erros, sempre fui foco de sua admiração.

Ser irmão é ser MARCOS ANDRADE DE OLIVA

TE AMO.

A minha irmã, **Beatriz**

Pelo amor,

Pela compreensão de minha ausência física,

Que aos seus 8 anos de idade, soube entender a importância de minha caminhada.

TE AMO.

A minha mãe, **Tânia**

Por ensinar-me o caminho da emoção,
Pelo exemplo de juventude e felicidade,
Por mostrar-me os grandes valores da vida.
TE AMO.

Ao meu paizão, **Beneu**

Por acompanhar-me em TODOS os momentos de minha vida,
Oferecendo seu apoio, amor e experiência,
Sem os quais não conseguiria me tornar o homem que sou,
Realizado e feliz.
TE AMO.

A esposa de meu pai, **Marina**

Pelo amor e carinho,

Pela confiança e apoio

E pelos anos de grande harmonia em que vivemos juntos.

TE AMO.

Ao marido de minha mãe, **Marcos**

Pela confiança e apoio

Pelo exemplo de organização e disciplina

Por ensinar-me que a vida deve ser vivida com prazer

TE AMO.

Ao meu tio, **Adriano**

Pelo amor

Por ser além de padrinho um grande amigo

Por me premiar com o batismo de seu filho Dudinha

TE AMO.

A minha companheira, **Raquel**

Pela dedicação, compreensão e afeto

Por me permitir viver momentos maravilhosos ao seu lado

Por existir e por deixar ser amada por mim

TE AMO.

Agradecimentos Especiais

Ao amigo, **Paulo Rocha**

Responsável pela minha escolha de vida acadêmica,
Por mostrar-me o verdadeiro caminho do ser professor,
Ética, honestidade, dedicação, humildade, amizade,
Valores indispensáveis em minha formação.
Obrigado pela oportunidade desse aprendizado.

Ao meu orientador, **Carlos Cruz**

Que me acolheu com simplicidade e humildade diante de
sua grande sabedoria,
Diante de meus erros, me fez crescer,
Pela sua constante orientação, que superou as paredes da
faculdade,
Pela oportunidade de ser seu orientado durante esse
curso,
Por estender esse privilégio ao doutorado,
Ser orientador é ser Carlos Cruz

Agradecimentos

Aos amigos,

**André, Márcio Giampá e
Jorge Noriega**

Pelo grande convívio,

Suas companhias foram de fundamental importância para
minha formação acadêmica nesses dois anos,

Por sermos companheiros de república e de baladas.

**A D. Alexandrina, Rosana,
Elis, Nádia, Luciano,
Ricardo, Pedro Henrique e
Tiago** por me receberem com carinho.

Aos meus irmãos de profissão e baladas, **Márcio Coutinho, Marcos Vidal, Marcelo Dourado, Pedro Daniel, Gedeval Quadros.**

Aos amigos e professores, **Luciano Castelluci e Wagner Mendes,** pelo apoio e incentivo.

Aos amigos, **Fabiano Perez, Renan Cagol, Marinho, Aderval, Rodrigo, Bruno, Pablo Enrique, Jonas, Alessandro Gonçalves, Muriçoca,**

**Carminha, Roberta, Ana Maria
Sarabia, Patrícia Jardim,
Domício, Luciano, George,
Lílian, Ângelo Lago, Ricardo
Ferreira, Valfredo Filho,
Liane, Cris, Ângela, Manu,
Jú,** pelos momentos inesquecíveis.

A todos os **Professores** do Curso de
Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de
Odontologia de Araraquara - UNESP, pelos ensinamentos e
dedicação demonstrados.

A todos os **Professores** do Curso
Odontologia da Universidade Estadual de Feira de Santana -
UEFS, em especial **Marcelo Rios, Luís,
Ana Carla, Rasquim, Celso,**

Ângela, pelos ensinamentos e orientações demonstrados nos meus dois primeiros anos de profissão.

Aos colegas do Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral - Área de Prótese - da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP (2001-2003), pela união e amizade demonstrados em todos os momentos.

Aos colegas dos demais Cursos de Pós-Graduação, pelo convivo enriquecedor.

Aos Funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela atenção com que sempre nos trataram.

Aos funcionários da Biblioteca, pela presteza de sempre.

Às secretárias da Seção de Pós-Graduação, pelo interesse que sempre demonstraram na solução dos nossos problemas.

A todos os **funcionários e professores** da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP que, de uma forma ou de outra, colaboraram para a realização deste trabalho.

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

Ao protético **Domingos Facioli**, pela contribuição neste trabalho.

A todos os amigos que, de uma forma direta ou indireta colaboraram e incentivaram a minha formação acadêmica e profissional.

**“A mente que se abre a uma nova
idéia jamais voltará ao tamanho
original”.**

Albert Einstein

Sumário

1. Introdução	14
2. Revisão da Literatura	19
3. Proposição	75
4. Material e Método	77
5. Resultado	94
6. Discussão	103
7. Conclusão	110
8. Referências	113
RESUMO	121
ABSTRACT	124

1. Introdução

A indicação da cerâmica para uso odontológico iniciou-se há cerca de 200 anos quando Alexis Duchateau, preocupado com a estética das próteses confeccionadas com dentes de animais, os substituiu por dentes cerâmicos⁹. Pouco tempo depois, em 1838, John Murphy obteve a primeira restauração em porcelana, desenvolvendo a técnica de sinterização sobre a 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 em 1955 e dos avanços obtidos com as técnicas adesivas^{1,34}.

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 resistência à compressão, estabilidade de cor, radiopacidade, baixa condutibilidade térmica e elétrica, além de serem quimicamente inertes¹⁹. Ao mesmo tempo, pacientes em busca de uma solução não só funcional, mas também estética, são atraídos pelo excelente potencial destes materiais em simular a aparência dos dentes naturais, reproduzindo textura, cor e translucidez.

O uso em larga escala das cerâmicas esteve associado às ligas metálicas com objetivo de aumentar a resistência da restauração, já que apresentavam

composição convencional à base de feldspato (SiO_2 , Al_2O_3 , Na_2O e variadas quantidades de K_2O), com baixa resistência à flexão ($60\text{-}70\text{MPa}$)^{1,4,16}. Contudo, a base metálica tem constantemente afetado a estética, uma vez que interfere no fenômeno de reflexão²⁰. Esse fato tem estimulado o desenvolvimento de novos sistemas cerâmicos, que possam permitir a confecção de trabalhos que possuam resistência sem a utilização do metal.

Esse processo iniciou-se na década de 80, com o desenvolvimento da porcelana feldspática reforçada com óxido de alumínio, composta por maior quantidade de cristais de alumina (aproximadamente 50% em massa), obtendo um alto módulo de elasticidade e uma resistência à flexão maior (180MPa) em relação às porcelanas feldspáticas tradicionais¹⁸. Em 1968 surgiu um novo tipo de cerâmica (Dicor, Dentsply), 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 ^{4,22,29,30}. Esse material apresentou também um novo tipo de processamento, em que a massa cerâmica é aquecida até atingir um estágio plastificado, sendo, então, por força centrífuga, injetada dentro de um molde de revestimento obtido pela técnica da cera perdida. Segundo Rocha (1997)²⁵, essa técnica de processamento foi considerada satisfatória, principalmente quanto à adaptação marginal, sendo recomendada sua utilização clínica.

Em 1991, Wohlwend desenvolveu uma cerâmica que usa como reforço a dispersão de cristais de leucita, denominada IPS Empress. Este material que é fornecido sob a forma de pequenos lingotes e também processado por injeção em moldes obtidos pela técnica da cera perdida, porém, sob pressão a vácuo, possui

resistência à flexão comparável à da porcelana reforçada por alumina, com média de 130MPa^{5,6,7,12,18,23,24,33,35,38}. Para Dong et al.¹¹ (1992), a injeção não é apenas um método de processamento responsável em definir melhor forma, contorno e adaptação das restaurações, mas também uma técnica capaz de influenciar a resistência do material.

Magne & Belser¹⁷ descrevem a técnica de dupla sinterização (*Slip Casting*), com o desenvolvimento do sistema In-Ceram/Vita. Nessa técnica, uma infra-estrutura com aproximadamente 85% de óxido de alumínio, na primeira cocção, é confeccionada sobre um troquel de revestimento. Esta infra-estrutura, depois de sinterizada, recebe a cobertura de uma mistura de óxido de lantânio (fase vítrea) com água destilada que, com a segunda queima, se difunde através da estrutura porosa por ação capilar, preenchendo os espaços vazios. O resultado é um material com resistência à flexão de 430MPa¹³, para a produção de infra-estruturas para coroas totais. O sistema Procera, com resistência a flexão superior a 600 MPa^{35,36,38}, desenvolvido na mesma época, também utiliza a sinterização de óxido de alumínio (99,8%, aproximadamente), porém, associada à técnica CAD-CAM (leitura óptica de preparos dentais e fresagem de troquéis por máquinas controladas por computador). Outros sistemas (Cerec, Cerec II e Celay) utilizam também a tecnologia CAD-CAM³. Todavia, os blocos ou lingotes cerâmicos usinados nestes sistemas apresentam diferentes composições, dificultando comparações.

Os sistemas cerâmicos reforçados permitiram a ampliação da utilização clínica das porcelanas odontológicas, pois devido ao aumento da resistência,

puderam ser indicados não só para a confecção de *inlays/onlays* e coroas totais, mas também para infra-estruturas de próteses parciais fixas^{15,19,20}. Entretanto, a grande variedade de composição dos sistemas atuais dificulta a classificação dos mesmos e impede que possam ser indicados com clareza. Além disso, diversos métodos de processamento podem ser empregados, interferindo nas propriedades mecânicas destes materiais e confundindo ainda mais os profissionais²⁷. Desta forma, procurou-se na literatura informações adicionais sobre composição, métodos de processamento e propriedades mecânicas dos materiais cerâmicos empregados em odontologia.

2. Revisão da Literatura

Oilo²² (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 e Vitadur N (cerâmicas reforçadas com alumina), Vita Hi-Ceram (cerâmica reforçada com alumina), Cerestore (cerâmica reforçada com óxidos de alumínio e magnésio) e Dicor (cerâmica reforçada com cristais de fluormica tetrasilica). 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 aos 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 por meio 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 observadas 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 frequência ou área de secção transversal.

Campbell⁴ (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 por meio da análise de variância (ANOVA) e aplicação do teste Tukey. O material Rexillum (180,95MPa) foi significante 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 infra-estruturas cerâmicas testadas, com exceção do Novo Cerestore, no qual o grupo com aplicação de porcelana apresentou-se menos resistente (118MPa) 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 as infra-estruturas não metálicas cobertas com porcelana apresentam resistência menor em relação aos espécimes metalocerâmicos Rexillum e Olympia.

Seghi et al.²⁹ (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; a composição da cerâmica Cerinate não é fornecida e a Optec HSP é reforçada 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 a 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 Excelco (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.¹⁶ (1991) avaliaram 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 confeccionados 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.¹¹ (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% SiO₂, 17,7% Al₂O₃, 11,2% K₂O, 4,6% Na₂O, 0,6% B₂O₃, 0,4% CeO₂, 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 à 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 à flexão foi realizado com velocidade de 0,5mm/min. Os valores médios encontrados foram: 1- 74MPa; 2- 91MPa; 3- 82MPa; 4- 126MPa; 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 subseqüentes aumentaram a resistência à flexão; (3) tratamento térmico antes da injeção não apresentou nenhuma influência na resistência da cerâmica.

Pröbster²³ (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 densidade 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 1mm 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 às coroas totalmente cerâmicas. Foi concluído que os dois sistemas cerâmicos estudados apresentaram valores de resistência adequados para serem usados clinicamente.

Myers et al.²⁰ (1994) afirmaram que nos últimos anos, novos sistemas cerâmicos foram introduzidos 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 que 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 pode variar e depender de alguns fatores como magnitude e duração das cargas oclusais e as características geométricas da restauração.

Segundo Yoshinari & Dérand³⁷ (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 fraturadas sem nenhum tipo de ciclagem mecânica prévia, e 2. Coroas Vitadur N e coroas dos demais sistemas cerâmicos estudados submetidos 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 1.

Quadro 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.¹⁴ (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 para o grupo 1, foram confeccionados num molde de silicona 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. Para o 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 a 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 a 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 à 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 previne 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.²⁸ (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 (Dent-Mat, reforçada com leucita), Mirage II (Myron, reforçada com zircônio), Mark II (Vita, reforçada com sanidina), Optec HSP (Jeneric/Pentron, reforçada com leucita), IPS-Empress (Ivoclar, reforçada com leucita), Dicor (Dentsply, reforçada com fluormica tetrasílica), 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), zircônio ($1,18\text{MN/m}^{1/2}$ 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 & Sorensen³⁰ (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 tetrasílica), 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.

Scherrer et al.²⁷ (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 tetrasilica 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 à 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 & Chu³⁵ (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.³⁶ (1996) estudaram a resistência à flexão, em três pontos, da cerâmica Procera (Nobel Biocare). A produção deste material é baseada na 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 (AllCeram) 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 AllCeram, 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 AllCeram, sendo esta última voltada para baixo (lado que recebe tensão durante o ensaio); 4- 10 barras confeccionadas totalmente com material de cobertura (porcelana AllCeram). 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.³³ (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 à técnica estratificada (aplicação de 0,4

mm de porcelana feldspática) e glazeamento; 4- 1mm de porcelana de estrutura, submetidas à 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 submetido 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.

Cattell et al.⁷ (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.⁵ 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 $m=6,93$ (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 & Belser¹⁷ (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 a 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 (283,1MPa). Os autores concluíram que as duas variáveis (tipo de infusão de vidro e vácuo) não influenciaram a resistência do material.

Pröbster et al.²⁴ (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

Quadro 2 - 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 3.

Quadro 3 - Resistência mecânica do IPS-Empress.

Teste	Técnica da pintura	Técnica estratificada
Flexão – 3 pontos (MPa)	115,1 $\pm$ 25,8	85,1 $\pm$ 13,2
Flexão – 4 pontos (MPa)	90,1 $\pm$ 10,4	100,3 $\pm$ 69,6
Flexão – biaxial (MPa)	160,2 $\pm$ 33,9	136,0 $\pm$ 19,8
Compressão (MPa)	162,9 $\pm$ 34,4	163,7 $\pm$ 30,8
Tração diametral (MPa)	48,8 $\pm$ 9,8	44,3 $\pm$ 7,7
Compressão das coroas (N)	814,1 $\pm$ 349,8	750,6 $\pm$ 245,3
Dureza Vickers (MPa)	504,0 $\pm$ 11,0	508,0 $\pm$ 10,0
Fratura (MPa)	1,4 $\pm$ 0,1	1,8 $\pm$ 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 & Schulman²⁶ (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 o autor, 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 4.

Quadro 4 - Resistência à flexão das cerâmicas estudadas (MPa).

Materiais	Resistência à flexão
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

Strub & Beschmidt³¹ (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 a 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 o cimento resinoso Variolink; 5- 10 coroas Celay (porcelana feldspática processada pela usinagem em máquina), cimentadas ao preparo com o cimento resinoso Variolink; 6- 10 coroas In-Ceram (processada pela usinagem em máquina, semelhante ao sistema Celay), cimentadas ao preparo com 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 5.

Quadro 5 - 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.³⁸ (1998) avaliaram a resistência à flexão biaxial *ring-on-ring* das cerâmicas Procera (Nobel Biocare), In-Ceram alumina (Vita), AllCeram (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 6.

Quadro 6 - 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
AllCeram	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 AllCeram e Vitadur, de acordo com o Quadro 7.

Quadro 7 - 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	AllCeram	16,32 x 1,96
Procera (n=10)	0,5	AllCeram	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 8.

Quadro 8 - Resistência à flexão (MPa) e módulo de Weibull (m) das cerâmicas de infra-estrutura 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
AllCeram	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

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 AllCeram, Vitadur-N e Vitadur-Alpha. Os resultados dos materiais de infra-estrutura cobertos com as porcelanas indicadas para cada sistema estão listados no Quadro 9.

Quadro 9 - Resistência à flexão (MPa) e módulo de Weibull (m) das cerâmicas de infra-estrutura cobertas com as porcelanas feldspáticas.

Materiais	Cobertura sob tensão	Cobertura sob compressão
Procera (0,5mm)/AllCeram	239,8 $\pm$ 46,9 (m=5)	563,4 $\pm$ 110,0 (m=4)
Procera (1,0mm)/AllCeram	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 (AllCeram e Vitadur-N) foi similar em relação a 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 AllCeram é a mais indicada para aplicação clínica.

Cattel et al.⁶ (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 μ m²) e Optimal (Jeneric/Pentron, composta por 35,2% a 41,1% de cristais de leucita tetragonais, com tamanho médio de

6,0 μm^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). 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 μm^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 μm^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 μm^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 μm^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.¹⁰ (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'Brien¹³ (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 hidrofúorídrico, 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 ($14,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ para o coping e $10,6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ para o vidro).

Ohyama et al.²¹ (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 a 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 10.

Quadro 10 - 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 $25\mu\text{m}$ não influenciou os resultados. Além disso, a ciclagem mecânica também não alterou a resistência à flexão destes corpos-de-prova, como observado no Quadro 11.

Quadro 11 - 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 partículas 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.

Chai et al.⁸ (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.¹⁵ (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 12 e 13.

Quadro 12 - Propriedades das cerâmicas IPS-Empress e IPS-Empress 2.

Propriedades	IPS-Empress	IPS-Empress 2
Resistência à flexão*	112 MPa	400MPa
Resistência à fratura	1,3MPa.m ^{1/2}	3,3MPa.m ^{1/2}
Translucidez	0,58	0,55
Coeficiente de expansão térmica	15,0. 10 ⁻⁶ K ⁻¹	10,6. 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Solubilidade**	200µg/cm ²	50µg/cm ²

*em três pontos – ISO 6872

** em ácido acético 4%/80⁰C em 16hs

Quadro 13 - Propriedades das cerâmicas de cobertura dos sistemas IPS-Empress e IPS-Empress 2 .

Propriedades	Cobertura/IPS-Empress	Cobertura/IPS-Empress 2
Resistência à flexão*	80MPa	80MPa
Resistência à fratura	-	-
Translucidez	0,42	0,46
Coeficiente 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%/80°C em 16hs

Após análise por microscopia eletrônica e difração por 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.¹² (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 foi 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 14.

Quadro 14 - Resistência à flexão (MPa) e resistência à fratura ($\text{MPa.m}^{1/2}$) 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, ao tamanho e a distribuição dos cristais na matriz vítrea.

Tinschert et al.³² (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.

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%).

Blatz³ (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 e 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 às 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.

3. Proposição

Em função dos avanços atuais dos sistemas cerâmicos e da possibilidade de se obter melhores resultados mecânicos com a utilização de diferentes métodos de processamento, são objetivos deste trabalho:

- A. Avaliar, inicialmente, a resistência à flexão em três pontos, a resistência à tração diametral e a dureza das cerâmicas feldspáticas AllCeram, Cergogold e Ceramco 2, processadas de acordo com instruções do fabricante;
- B. Avaliar, com base nos mesmos parâmetros anteriores, o comportamento da cerâmica Ceramco 2 processada por injeção.

4. Material e Método

4.1 Materiais investigados

No presente trabalho, foram avaliadas as cerâmicas fedspáticas AllCeram, Cergogold e Ceramco 2. O Quadro 15 apresenta o fabricante, a composição básica, a forma de apresentação e o método de processamento dos materiais estudados. As figuras 1, 2 e 3 ilustram a forma de apresentação.

Quadro 15 - Materiais cerâmicos utilizados neste estudo.

MATERIAIS CERÂMICOS UTILIZADOS	COMPOSIÇÃO FORNECIDA PELO FABRICANTE	APRESENTAÇÃO	MÉTODO DE PROCESSAMENTO
ALLCERAM DENTSPLY	Feldspato SiO ₂ -70-80% Al ₂ O ₃ -10-15% K ₂ O-5-10% Na ₂ O-5-10%	Frascos com 20g do pó / Frascos com 50 ml de aglutinante	Sinterização convencional
CERGOGOLD DENTSPLY	Feldspato	Blocos (1,3g)	Injeção a vácuo
CERAMCO 2 DENTSPLY	Feldspato Na ₂ O + K ₂ O + Al ₂ O ₃ + SiO ₂ – 80-100%, SnO – 0-20%	Frascos com 25g do pó / Frascos com 10 ml de aglutinante	Sinterização convencional
CERAMCO 2 DENTSPLY	Feldspato Na ₂ O + K ₂ O + Al ₂ O ₃ + SiO ₂ – 80-100%, SnO – 0-20%	Frascos com 25g do pó / Frascos com 10 ml de aglutinante	Injeção a vácuo



FIGURA 1 - Apresentação da cerâmica AllCeram.



FIGURA 2 - Apresentação da cerâmica Cergogold.



FIGURA 3 - Apresentação da cerâmica Ceramco 2.

4.2 Dimensionamento dos corpos-de-prova.

Para o ensaio de resistência à flexão em três pontos, foram confeccionados dez corpos-de-prova em forma de barra para cada grupo, com 25 mm de comprimento, 5 mm de largura e 2 mm 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 pela norma (Figura 4).

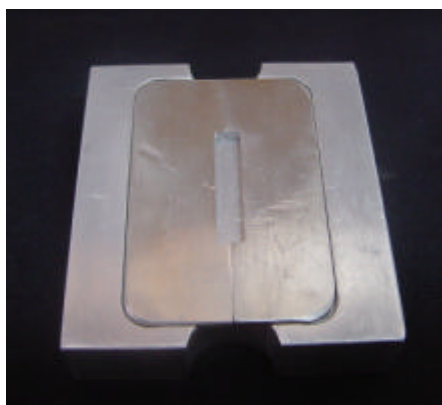


FIGURA 4 - Matriz utilizada para confecção dos espécimes do ensaio de resistência à flexão.

Para o teste de resistência à tração diametral foram confeccionados quinze corpos-de-prova para cada grupo, 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 5).



FIGURA 5 – Matriz utilizada para confecção dos espécimes de resistência à tração diametral.

Para o ensaio de dureza Vickers, cinco fragmentos de cada cerâmica, obtidos após o teste de resistência à flexão, foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável JET (Artigos Odontológicos Clássico, Brasil). Como consequência do ensaio de flexão, 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 (local da fratura) (Figura 6).



FIGURA 6 – Fragmento do espécime do ensaio de resistência à flexão incluído em resina acrílica.

4.3 - Obtenção dos corpos-de-prova

4.3.1 - AllCeram (processado por sinterização)

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

O pó e o líquido aglutinante da cerâmica de dentina foram misturados por saturação até formar uma massa úmida homogênea, e aplicados por

todo o molde, com o auxílio de pincéis. Logo após, os espécimes foram secos com papel absorvente, retirados das matrizes elásticas e levados ao forno Phoenix (Ceramco) (Figura 7) à temperatura de 575°C por 9 minutos, com o objetivo de retirar o excesso de umidade da massa. O ciclo de cocção à vácuo, seguiu as recomendações do fabricante: iniciou-se elevando-se a temperatura de 575°C, em 55°C por minuto, até atingir 945°C, permanecendo nesta por 1 minuto. Devido à contração da cerâmica durante esse ciclo térmico, os corpos-de-prova foram posicionados novamente nos moldes elásticos e receberam mais duas aplicações da cerâmica, seguidas do ciclo de sinterização descrito.



FIGURA 7 – Forno Phoenix (Ceramco), empregado para sinterização.

4.3.2 - Cergogold (processado por injeção)

A obtenção dos corpos-de-prova da cerâmica Cergogold processada por injeção iniciou-se pela produção de padrões, utilizando-se a cera Plastodent (Degussa, Alemanha). Esta cera foi levada ao plastificador Dippy-Pró (Yeti Dental, Alemanha), o qual a mantém fundida à temperatura constante de 65°C.

A cera foi 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, Brasil). Os padrões receberam condutos de alimentação, sendo posteriormente retirados das matrizes metálicas e 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 fosfatado Cergofit, que também acompanha o conjunto do sistema Cergogold. Após 60 minutos, necessários para a presa do revestimento, o conjunto foi levado ao forno EDG 3000 (EDGCOM 3P) (Figura 8), com o objetivo de eliminar a cera e obter a expansão do molde. A temperatura foi elevada com 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.



FIGURA 8 – EDG 3000 (EDGCOM 3P)

O cilindro de revestimento foi então transferido ao forno Cerampress (Degussa) (Figura 9,a), equipado com programas de injeção automática. Um bloco de 1,3g foi posicionado na entrada do conduto de alimentação do molde de revestimento, seguido do embolo cerâmico que acompanha o sistema (Figura 9,b), sendo este conjunto aquecido automaticamente com velocidade de 60°C por minuto de uma temperatura inicial de 700°C até atingir 980°C , permanecendo nesta por mais 20 minutos.

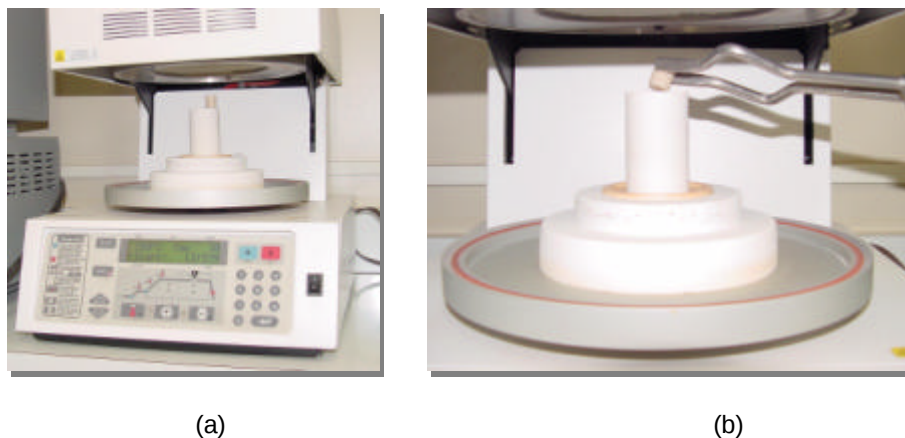


FIGURA 9 – (a)Forno Cerampress; (b) êmbolo cerâmico sendo posicionado no molde de revestimento

Ao final desse ciclo, com o bloco da Cergogold já plastificado, foi iniciada a etapa de injeção pela aplicação do êmbolo, o qual comprimiu a cerâmica com pressão de 4,5Bar para dentro do molde. O conjunto foi então removido do forno, imediatamente após a injeção, resfriando lentamente até a temperatura ambiente. Os corpos-de-prova foram então desincluídos e submetidos ao jateamento com óxido de alumínio (100 μ m) em aparelho Biojato Master (Bioart). A remoção final dos resíduos de revestimento foi obtida pela imersão dos espécimes em solução de ácido hidrofluorídrico a 1% por 10 minutos, em aparelho de ultrassom (Ultrasonic, Odontobrás Industria e Comercio de Equipamentos Médicos e Odontológica LTDA).

4.3.3 Ceramco 2

4.3.3.1 – Processado por sinterização

Os procedimentos para obtenção das réplicas elásticas da matriz foram os mesmos realizados para a cerâmica AllCeram processada por sinterização. Os espécimes foram também retirados das matrizes elásticas e levados ao forno Phoenix, porém à temperatura de 650°C por 5 minutos, com o objetivo de retirar o excesso de umidade da cerâmica. O ciclo de cocção à vácuo, também segundo as recomendações do fabricante, iniciou-se elevando-se a temperatura de 650°C, em 56°C por minuto, até atingir 980°C, permanecendo nesta por 1 minuto. Devido à contração da cerâmica durante esse ciclo térmico, os corpos-de-prova foram posicionados novamente nos moldes elásticos e receberam mais duas aplicações da cerâmica, seguidas do ciclo de sinterização descrito.

4.3.3.2 - Processado por injeção

Para que esta cerâmica fosse injetada, foi necessária a compactação prévia do pó por meio da acomodação da massa cerâmica (pó e líquido aglutinante, mistura por saturação) dentro de uma seringa hipodérmica (Plastipak/ Becton Dickinson), adaptada pela remoção do

encaixe para agulha paralelamente à sua secção circular (Figura 10,a). A ação da extremidade plana do êmbulo contra uma folha de papel absorvente (Figura 10,b), propocionou a formação de uma massa compacta, em forma de cilindro, com aproximadamente 1,4g de material (Figura 10,c) suficiente para produzir quatro corpos-de-prova em uma única injeção.



FIGURA 10 – (a) Compactação da massa cerâmica no interior da seringa; (b) Remoção do excesso de aglutinante com papel absorvente; (c) Cilindro cerâmico sendo removido da seringa

Os procedimentos para obtenção dos padrões em cera, inclusão, eliminação da cera, expansão do molde, injeção, resfriamento, desinclusão e acabamento foram os mesmos realizados para a cerâmica do sistema Cergogold processada por injeção. Entretanto, a temperatura de injeção no forno Cerampress (Degussa) foi de 960°C, durante 45 minutos*.

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 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, também com diâmetro de 1,6mm (Figura 11).



FIGURA 11 – dispositivo para realização do 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: 1. dimensões dos 10 corpos-de-prova de cada material, os quais foram medidos individualmente por meio do paquímetro digital Mitutoyo 500-143 B, com precisão de 0,01mm.; 2. velocidade de aplicação da carga (0,5 mm/min); 3. unidade de medida (MPa) e 4. distância entre apoios de suporte (20mm). Foi utilizada célula de carga de 10kN, 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, 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 (Figura 12).

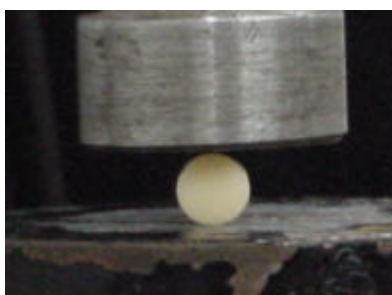


FIGURA 12 - dispositivo para realização do ensaio de tração diametral.

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 (diâmetro e espessura). A célula de carga e a velocidade foram mantidas.

4.4.3 Ensaio de Dureza

Após a inclusão em resina acrílica, os espécimes receberam acabamento e polimento mecânico na politriz Metaserv Grinder/Polisher 2000 (Buehler – Inglaterra), com lixas de granulação decrescente (3M, na seguinte numeração: 200, 400, 600, 1200, 2000) e pasta diamantada Metadi Diamont Suspension (Buehler - EUA, 3 μ m). Em seguida, os corpos-de-prova tiveram sua superfície retangular dividida em quatro áreas iguais com caneta hidrocor azul, sendo submetidos ao ensaio de Dureza Vickers, no durômetro Buehler (Lake Bluff, E.U.A.), com força de 1,0kgf por 30 segundos. Em cada área, foram realizadas duas marcações, totalizando oito por espécime (Figura 13).

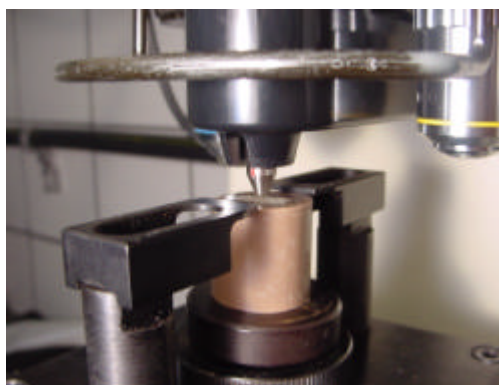


FIGURA 13 - Ensaio de dureza Vickers no durômetro Buehler (Lake Bluff, E.U.A.)

4.5 Delineamento estatístico

Neste trabalho, as cerâmicas AllCeram, Cergogold e Ceramco 2 foram combinadas formando quatro grupos experimentais em cada propriedade em estudo. Para a avaliação da resistência à flexão e da dureza foi utilizado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis. Para avaliação da resistência à tração diametral, em função da homogeneidade e normalidade dos dados, foi empregado o procedimento estatístico de análise de variância, completada pelo teste de Tukey. Para todos os testes, adotou-se o nível de 5% de significância ($p < 0,05$) como regra de decisão.

5. Resultado

5.1 Resistência à Flexão

A Tabela 1 apresenta os valores de resistência à flexão (MPa) obtidos para os 4 grupos em estudo. Apresenta, também médias e desvio padrão.

Tabela 1 – Resistência à flexão (MPa) para as cerâmicas estudadas.

Espécime	All-Ceram	Cergogold	Ceramco 2 Sinterizada	Ceramco 2 Injetada
1	48,58	68,74	82,21	78,13
2	46,7	75,44	59,98	87,36
3	59,01	57,74	70,72	80,13
4	57,34	68,83	63,07	68,47
5	52,64	62,51	73,80	71,23
6	50,06	70,24	72,44	78,27
7	49,89	84,15	79,34	75,94
8	43,59	56,32	76,56	82,99
9	44,72	72,99	82,53	78,35
10	50,64	72,43	76,87	77,91
Média	50,51	68,96	73,75	77,88
Desvio Padrão	5,24	9,47	5,35	7,54

Os valores apresentados na Tabela 1 foram submetidos ao teste de aderência à curva normal e ao teste de homogeneidade de Cochran, mostrando-se homogêneos, porém, com distribuição não normal. Razão pela qual foram submetidos ao teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, com nível de decisão de 5%. A Tabela 2 apresenta o resumo dessa análise.

Tabela 2 – Análise de Kruskal-Wallis para resistência à flexão dos materiais estudados

Valor (H) de Kruskal-Wallis Calculado	25,0785
Valor do χ^2 para 3 graus de liberdade	25,08
Probabilidade de Ho para esse valor	0,00%
Significante em nível de 5%	(p < 0,05)

A Tabela 2 aponta variabilidade significativa para a resistência à flexão dos grupos estudados. Desta forma, foi construída a Tabela 3, que aponta o valor crítico e as diferenças entre postos médios, obtidos pelo teste de Kruskal-Wallis. Apresenta, também, as médias aritméticas para comparações.

Tabela 3 – Médias aritméticas de resistência à flexão (MPa) dos materiais estudados e valores críticos pelo teste de Kruskal-Wallis.

G1 - All-Ceram	G2 - Cergogold	G3 - Ceramco 2 Sinterizada	G4 - Ceramco 2 Injetada
50,51 c	68,69 b	73,75 ab	77,88 a

Dif. p/ G2 = 14,10

Dif p/ G3 = 20,20

Dif p/ G3 = 6,10

Dif p/ G4 = 24,50

Dif p/ G4 = 10,40

Dif p/ G4 = 4,30

Valor crítico em nível de 5% = 6,5979

A Tabela 3 aponta, dentre as técnicas preconizadas pelo fabricante (G1, G2, G3), maior valor de resistência à flexão para os materiais Ceramco 2, (73,75MPa) e Cergogold (68,69MPa), semelhantes entre si; a cerâmica All-Ceram (50,51MPa) apresentou resistência à flexão estatisticamente inferior às demais. Não houve diferença estatística para a cerâmica Ceramco 2 processada por sinterização (73,75MPa) ou por injeção (77,88MPa), entretanto, quando processado por injeção, o material Ceramco 2 (77,88MPa) apresentou resistência à flexão superior aos demais (Cergogold, 68,69MPa; AllCeram, 50,51MPa).

5.2 Resistência à Tração Diametral

A Tabela 4 apresenta os valores de resistência à tração diametral (MPa) obtidos para os 4 materiais em estudo. Apresenta, também médias e desvio padrão.

Tabela 4 - Resistência à tração diametral (MPa) para as cerâmicas em estudo.

Espécime	All-Ceram	Cergogold	Ceramco 2 Sinterizada	Ceramco 2 Injetada
1	31,61	31,59	25,26	29,63
2	26,26	28,02	24,93	32,88
3	29,66	41,71	36,30	46,71
4	20,71	38,83	31,31	47,33
5	37,51	45,24	36,29	35,79
6	30,66	40,16	28,56	22,95
7	41,60	39,57	37,68	20,29
8	26,67	29,57	34,03	25,12
9	36,12	35,79	43,65	25,69
10	26,13	41,26	37,25	31,07
11	31,47	28,28	48,12	40,71
12	22,97	24,45	33,71	33,04
13	29,24	28,26	32,63	50,33
14	34,69	23,99	30,61	40,15
15	20,84	32,55	31,98	21,17
Média	29,74	33,95	34,15	33,52
Desvio-Padrão	6,02	6,84	6,21	9,79

Os valores apresentados na Tabela 4 mostraram distribuição normal e homogeneidade, motivo pelo qual foram submetidos ao teste paramétrico de análise de variância, resumido na Tabela 5.

Tabela 5 – Resumo da análise de variância para a resistência à tração diametral dos materiais em estudo.

Fonte de variação	Soma dos quadrados	Grau de liberdade	Quadrado médio	Valor de f
Entre materiais	195,3385	3	65,1128	1,20
Resíduo	3050,0911	56	54,4659	
Variação total	3245,4297	59		

A Tabela 5 aponta variabilidade não significativa e, portanto, igualdade entre os 4 grupos estudados. Para melhor visualização, foi construída a Tabela 6, que aponta médias, erro-padrão e valor crítico pelo teste de Tukey a 5% para resistência à tração diametral.

Tabela 6 – Médias de resistência à tração diametral (MPa) dos materiais em estudo.

Material	All-Ceram	Cergogold	Ceramco 2 Sinterizada	Ceramco 2 Injetada
Média	29,74 a	33,95 a	34,15 a	33,52 a
Erro padrão = 1,906				
Valor crítico de Tukey a 5% = 7,14575				

A Tabela 6 evidencia a semelhança estatística observada na Tabela 5. Desta forma, não houve diferença de resistência à tração diametral entre os três materiais, processados segundo orientações da fabricante (Ceramco 2, 34,15MPa; Cergogold, 33,95MPa; AllCeram, 29,74MPa). Também não houve diferença para o material Ceramco 2, processado por sinterização (34,15MPa) ou por injeção (33,52MPa).

5.3 Dureza Vickers

A Tabela 7 apresenta os valores de dureza Vickers obtidos para os 4 materiais em estudo. Apresenta, também médias e desvio padrão.

Tabela 7 – Dureza Vickers dos materiais cerâmicos em estudo.

Espécime	All-Ceram	Cergogold	Ceramco 2 Sinterizada	Ceramco 2 Injetada
1	433,80	501,90	479,5	473,90
2	456,00	512,10	465,8	480,70
3	454,40	474,00	491,40	498,30
4	462,20	493,70	484,70	439,20
5	448,70	494,90	472,60	465,20
Média	451,00	495,30	478,80	471,50
Desvio padrão	10,80	14,00	10,00	21,70

Os valores apresentados na Tabela 7 mostraram-se homogêneos, porém, com distribuição não normal, razão pela qual foram também submetidos ao teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, com nível de decisão de 5%. A Tabela 8 apresenta o resumo desta análise.

Tabela 8 – Análise de Kruskal-Wallis para dureza Vickers dos materiais estudados.

Valor (H) de Kruskal-Wallis Calculado	11,9371
Valor do χ^2 para 3 graus de liberdade	11,94
Probabilidade de Ho para esse valor	0,76%
Significante em nível de 5%	(p < 0,05)

A Tabela 8 aponta variabilidade significativa para a dureza dos grupos estudados. Desta forma, foi construída a Tabela 9, que aponta o valor crítico e as diferenças entre postos médios obtidos pelo teste de Kruskal-Wallis. Apresenta, também, médias aritméticas para comparações.

Tabela 9 – Médias de dureza Vickers (VHN) dos grupos estudados.

G1 - All-Ceram	G2 - Cergogold	G3 - Ceramco 2 Sinterizada	G4 - Ceramco 2 Injetada
451,00 c	495,30 a	478,80 ab	471,50 b
Dif. p/ G2 = 12,80			
Dif p/ G3 = 7,80		Dif p/ G3 = 5,00	
Dif p/ G4 = 6,20		Dif p/ G4 = 6,60	
Dif p/ G4 = 1,60			

Valor crítico em nível de 5% = 5,2702

A Tabela 9 aponta, dentre as técnicas de processamento preconizadas pelo fabricante (G1,G2,G3), maior dureza para as cerâmicas Cergogold (495,3VHN) e Ceramco 2 (478,8VHN), semelhantes entre si; a cerâmica AllCeram (451,0VHN) apresentou valor médio de dureza Vickers estatisticamente inferior às demais. Não houve diferença estatística para o material Ceramco 2 processado por sinterização (478,8VHN) ou por injeção (471,5VHN). Entretanto, quando processado por injeção, o material Ceramco 2 (471,5VHN) apresentou dureza inferior à da cerâmica Cergogold (495,3VHN); manteve-se, contudo, superior à cerâmica AllCeram (451,0VHN).

6. Discussão

Neste trabalho, foram estudadas as cerâmicas AllCeram, Cergogold e Ceramco 2. Embora com forma de apresentação e método de processamento diferente, esses materiais apresentam composições semelhantes entre si, à base de feldspato ($\text{SiO}_2, \text{Al}_2\text{O}_3, \text{Na}_2\text{O}$ e K_2O), variando-se apenas o percentual de cada óxido e, conseqüentemente, as proporções entre as fases vítrea e cristalina^{26,34}. No entanto, como aponta o quadro 15 do capítulo Material e Método, as composições detalhadas com as corretas proporções de cada produto não são fornecidas pelo fabricante, dificultando possíveis comparações.

Os resultados de resistência à flexão deste estudo mostraram diferenças estatísticas, quando os três materiais foram processados segundo orientações do fabricante, com superioridade para as cerâmicas Ceramco 2 (processada por sinterização, 73,75MPa) e Cergogold (processada por injeção, 68,96MPa), semelhantes entre si, seguidas pela cerâmica AllCeram (processada por sinterização, 50,51MPa). Apesar de diferentes, tais resultados se encontram na mesma faixa de valores obtidos para as cerâmicas feldspáticas por Seghi et al.²⁹ em 1990 (Ceramco 2, 61,37MPa; Excelco, 55,18MPa; VMK-68, 65,54MPa; Vitadur D, 62,49MPa) e por Giordano et al.¹⁴ em 1995 (VMK-68, 69,74MPa).

Os valores obtidos são inferiores aos observados para as cerâmicas modificadas ou reforçadas, segundo os achados de Oilo²² em 1988 (Hi-Ceram, reforço de óxido de alumínio, 155MPa; Dicor, reforço de fluormica tetrasilica, 239,00MPa; Cerestore, reforço de leucita, 145,00MPa), de Seghi et al.²⁹ em 1990 (Hi-Ceram, reforço de óxido de alumínio, 139,0MPa; Dicor, reforço de fluormica tetrasilica, 127,71MPa; Optec, reforço de leucita, 103,84MPa) e de Höland et al.¹⁵ em 2000 (IPS-Empress, reforço de leucita, 112MPa; IPS-Empress II, reforço de disilicato de lítio, 400MPa). Essas observações evidenciam que os materiais cerâmicos estudados não possuem qualquer tipo de reforço cristalino adicional, confirmando sua composição feldspática convencional. A mudança da composição de um material cerâmico pode determinar a melhoria de suas propriedades mecânicas³⁷. O reforço com cristais de óxido de alumínio, óxido de zircônio, fluormica tetrasilica e leucita melhorou a resistência à flexão das tradicionais porcelanas feldspáticas²⁶, por elevar o módulo de elasticidade do material e limitar a propagação de fraturas pela estrutura interna da cerâmica³².

Segundo Seghi et al.²⁹, em 1990, o método de processamento de cada sistema cerâmico determina também a resistência dos materiais. Dong et al.¹¹ (1992) afirmaram que a presença de porosidades internas, inerentes ao processamento¹⁰, pode ser um fator iniciador da propagação de fendas, levando as restaurações cerâmicas a falhas precoces. Neste estudo, as cerâmicas processadas por sinterização, AllCeram e Ceramco 2,

apresentaram resistência à flexão estatisticamente diferente entre si, enquanto a cerâmica Cergogold, processada por injeção mostrou-se superior à primeira e semelhante à segunda. Desta forma, o método de processamento não foi fator determinante na resistência à flexão das cerâmicas feldspáticas estudadas.

Dentro ainda, dos métodos de processamento indicados pelo fabricante para cada material, os valores de dureza acompanharam os valores de resistência à flexão, com igualdade entre as cerâmicas Ceramco 2 (478,8VHN) e Cergogold (495,3VHN), sendo ambas superiores à cerâmica AllCeram (451,0VHN). Entretanto, não houve diferença para a resistência à tração diametral dos três materiais estudados: Ceramco 2, 34,15MPa; Cergogold, 33,95MPa; AllCeram, 29,74MPa. Constata-se, portanto, que a relação entre as três propriedades mecânicas não é a mesma para os três materiais. Esta realidade também foi observada em estudos anteriores, quando foram comparadas resistência à flexão, resistência à tração diametral e resistência à fratura de sistemas totalmente cerâmicos.^{3,28,35}. Desse modo, fica claro que a decisão pela indicação de um material não pode ser baseada em apenas uma propriedade.

Neste estudo, uma segunda técnica de processamento, realizada por injeção sob pressão, foi utilizada para a cerâmica Ceramco 2. O principal objetivo desta nova opção foi verificar se os espécimes processados por esta técnica são melhorados em relação aos processados pela técnica

convencional, já que, segundo Catell et al.⁷ (1997), a técnica de injeção permitiu a formação de uma menor quantidade de porosidades internas (0,02%), quando avaliadas para o sistema IPS-Empress. Da mesma forma, Drummond et al.¹² (2000) encontraram maior resistência à flexão para a cerâmica feldspática Finesse processada por injeção (93,98MPa) em comparação com o mesmo material processado por sinterização convencional (79,16MPa). Catell et al.⁷ (1997) e Drummond et al.¹² (2000) ainda observaram distribuição mais uniforme da fase cristalina nos grupos processados por injeção, fato que levou os autores a concluir que a resistência das cerâmicas não depende somente da composição, mas também do método de processamento.

Todavia, os resultados de resistência mecânica deste estudo mostraram, para as três propriedades testadas, igualdade estatística para a cerâmica Ceramco 2 processada pelo método de sinterização convencional e pelo método de injeção, sendo: flexão (77,88MPa / 73,75MPa), tração diametral (29,74MPa / 33,52MPa) e dureza (478,8VHN / 471,5VHN), respectivamente. É possível, portanto, que nem todas as composições sejam sensíveis a modificações no método de processamento, ou mesmo, que nem todos os ensaios sejam capazes de detectar as diferenças.

Podem confirmar essa hipótese os trabalhos de Apholt et al.² (2001) e Chai et al.⁸ (2000), que também não observaram diferença estatística para métodos de processamento diferentes do sistema In-Ceram Alumina,

confeccionado pela dupla sinterização ou por meio da utilização da tecnologia CAD/CAM: respectivamente, resistência à flexão (489MPa e 511MPa) e resistência à fratura (1005N e 865N). Contudo, embora os primeiros autores tenham destacado como favorável o método de usinagem do bloco obtido industrialmente em função do menor desvio padrão, Chai et al.⁸ apontaram como vantajoso o método de dupla sinterização, uma vez que o módulo de Weibull dos espécimes deste grupo foi superior.

Por outro lado, contrariamente à igualdade observada dentro das técnicas indicadas pelo fabricante, a resistência à flexão da cerâmica Ceramco 2 injetada (77,88MPa) foi superior à da cerâmica Cergogold (68,96MPa). Além disso, a dureza do material Ceramco 2 obtido por injeção (471,5VHN) foi inferior à da cerâmica Cergogold (495,3VHN). Esses achados podem apontar melhor desempenho para a utilização clínica da cerâmica Ceramco 2 processada por injeção, pois, tendo como referência o material Cergogold, houve uma melhora na resistência à flexão e uma diminuição do valor de dureza. Clinicamente é desejada uma porcelana mais resistente e com valor de dureza próximo ao do esmalte dental.

Os testes mecânicos utilizados neste estudo são considerados estáticos, ou seja, mostram valores de resistência em situação imediata após a aplicação dos mesmos. Por isso, os resultados deste teste não podem ser usados para prever o desempenho a longo prazo destes materiais. Uma alternativa de testes *in vitro*, para tentar simular condições dinâmicas de

esforços mastigatórios, seria a utilização de ciclagem mecânica ou testes de resistência limite a fadiga^{20,21}. A literatura pesquisada mostrou que estes procedimentos, caracterizados pela aplicação de cargas cíclicas que simulam condições mecânicas da cavidade bucal, promovem ou evidenciam o declínio da resistência mecânica dos materiais cerâmicos³¹. Isto acontece porque a ciclagem, tanto em ambiente seco quanto úmido, promove a propagação de fendas a partir de defeitos internos do material, enfraquecendo-o^{21,37}. Entretanto, uma outra forma de se avaliar o desempenho dos sistemas cerâmicos é a pesquisa clínica, por meio de estudos longitudinais. Blatz³ (2001) mostrou resultados clínicos favoráveis de coroas parciais e totais confeccionadas com materiais totalmente cerâmicos. Contudo, o período de acompanhamento foi curto (máximo de 7 anos), sendo necessário maior tempo para a tomada de conclusões confiáveis a respeito materiais.

7. Conclusão

A - Dentro da técnica de processamento indicada pelo fabricante, concluímos que:

1. Para o ensaio de flexão, as cerâmicas Ceramco 2 (73,75MPa) e Cergogold (68,96MPa) apresentaram igualdade estatística entre si, e superioridade em relação a AllCeram (50,51MPa),
2. Para o ensaio de tração diametral, os materiais, Ceramco 2 (34,15MPa), Cergogold (33,95MPa) e AllCeram (29,74MPa) não apontaram variabilidade estatística,
3. Para o ensaio de dureza, houve igualdade estatística entre as cerâmicas Cergogold (495,3VHN) e Ceramco 2 (478,8VHN), a seguir, com valor estatisticamente inferior, está a AllCeram (451VHN),
4. O método de processamento não foi o fator determinante para a resistência dos materiais,
5. As três propriedades mecânicas estudadas não apresentaram a mesma relação para os materiais estudados.

B – Comparando-se o método de processamento, sinterização convencional (recomendada pelo fabricante) e injeção (experimental), para a cerâmica Ceramco 2, concluímos que:

1. O método de processamento não interferiu nas propriedades mecânicas estudadas: respectivamente, resistência à flexão, 73,75MPa, 77,88MPa; resistência à tração diametral, 34,15MPa, 33,52MPa; dureza, 478,8VHN, 471,5VHN,
2. A cerâmica Ceramco 2, processada por injeção, passou a ser estatisticamente superior para resistência à flexão (77,88MPa) e inferior para dureza (471,5VHN) do que o material Cergogold (68,96MPa / 495,3VHN).

8. Referências*

1. ANUSAVICE, K.J. **Materiais Dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: 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. BLATZ, M.B. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. **Quintessence Dent. Technol.**, Chicago, v.24, p.41-55, Feb. 2001.
4. 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.
5. 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.

6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. 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.

12. DRUMMOND, J.L. et al. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.16, n.3, p.226-233, May 2000.
13. 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.
14. 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.
15. 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.
16. 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.

17. 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.
18. 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.
19. MIRANDA, C.C. et al. Sistema In-Ceram Alumina. **Revista Brasileira de Prótese Clínica & Laboratorial**, Curitiba, n.2, p.163-172, 1998.
20. 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.
21. 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.
22. OILO, G. Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.46, n.5, p.313-322, Oct. 1988.

23. PRÖBSTER, L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.5, n.5, p.409-414, Sept./Oct. 1992.
24. 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.
25. ROCHA, P.V.B. **Avaliação *in vitro* da fenda e da infiltração marginal de restaurações *inlays* de cerâmicas puras.** 1997.206f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral – Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Bauru,1997.
26. ROSEMBLUM, M.A.; SCHULMAN, A. A review of all-ceramic restorations. **J.A.D.A.**, Chicago, v.128, p.298-307, Mar. 1997.
27. 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.

28. 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.
29. SEGHI, R.R., et al. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. **Dent. Mater.**, Copenhagen v.6, n.3, p.181-184, July 1990.
30. 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.
31. STRUB, J.R.; BESCHNIDT, S.M. Flexure strength of 5 different all-ceramic crown system. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.11, p.602-609, Jun. 1998.
32. 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.
33. 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.
34. VAN NOORT, R. **Dental Materials**. London: Mosby, 1994.

35. 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.
36. 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.
37. YOSHINARI, M.; DÉRAND, T. Fracture strength of all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.7, n.4, p.329-338, July/Aug. 1994.
38. 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.

OLIVA, E.A. **Influência do método de processamento na resistência à flexão, tração diametral e dureza de sistemas cerâmicos**. 2003. 126 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Ararquara, 2003.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência à flexão, a resistência à tração diametral e a dureza das cerâmicas feldspáticas AllCeram (processada por sinterização) e Cergogold (processada por injeção à vácuo) e Ceramco 2 (processada por sinterização convencional e por injeção). Foram confeccionadas dez amostras de cada grupo experimental para o ensaio de resistência à flexão (em forma de barra, 25mm de comprimento, 5mm de largura, 2mm de espessura - ISO 6872) e 15 amostras para o ensaio de resistência à 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 grupo foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável, polidos e submetidos ao teste no durômetro Buheler (EUA), com carga de 1,0kgf por 30 segundos. Dento da técnica de processamento indicada pelo fabricante, nos ensaios de resistência à flexão e dureza, os resultados apontaram igualdade estatística entre os materiais Ceramco 2 (73,75MPa / 478,8VHN) e Cergogold (68,96MPa / 495,3VHN); a seguir, com valores estatisticamente inferiores está a cerâmica

All-Ceram (50,51MPa / 451VHN). No ensaio de resistência à tração diametral, houve igualdade estatística entre os 3 materiais: Ceramco 2 (34,15MPa), Cergogold (33,95MPa) e AllCeram (29,74MPa). Para a cerâmica Ceramco 2, o método de processamento sinterização ou injeção à vácuo não interferiu na resistência mecânica, apresentando valores com igualdade estatística para as três propriedades estudadas: respectivamente, resistência à flexão (73,75MPa, 77,88MPa), resistência à tração diametral (34,15MPa, 33,52MPa) e dureza (478,8VHN, 471,5VHN). Entretanto, a cerâmica ceramco 2, processada por injeção, passou a ser estatisticamente superior para resistência à flexão (77,88MPa) e inferior para dureza (471,5VHN) do que o material Cergogold (respectivamente, 68,96MPa / 495,3VHN).

Palavras-chave: Porcelana dentária, materiais dentários.

OLIVA, E.A. **Effects of processing method on flexural strength, diametral tensile strength and hardness of ceramic systems**, 2003. 126 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – 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 ceramics AllCeram (convencional fusing), Cergogold (heat-pressed) and Ceramco 2 (convencional fusing and heat-pressed). 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. Manufacturer's processing technique the mean flexural strengths and hardness was significantly similar for Ceramco 2 (73,75MPa / 478,8VNH) and Cergogold (68,96MPa / 495,3VNH), and significantly stronger than AllCeram (50,51 / 451VNH). All materials did not differ for diametral tensile (AllCeram, 29,74MPa; Cergogold, 33,95MPa; Ceramco 2, 34,15MPa). Effects of processing method (convencional fusing and heat-pressed) did not influenced on flexural strength (73,75MPa / 77,88MPa), diametral tensile strength (34,15 MPa / 33,52MPa) and hardness (478,8VHN / 471,5VHN) of Ceramco 2. However, for Ceramco

2 (heat-pressed) flexural strength (77,88MPa) became significantly higher and hardness (471,5VHN) became significantly lower than Cergogold (68,96MPa, 495,3VHN).

Keywords: Dental porcelain, dental materials.