**Avaliação da resistência à fratura por compressão de
infraestruturas de próteses fixas de 3 elementos (1º
pré-molar a 1º molar) confeccionadas com as
cerâmicas IPS Empress 2 e In-Ceram**

Vagner Mendes

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Bauru da Universidade
de São Paulo, como parte dos requisitos
para obtenção do título de Mestre em
Odontologia: Área de Reabilitação Oral.

**BAURU
2003**

**Avaliação da resistência à fratura por compressão de
infraestruturas de próteses fixas de 3 elementos (1º
pré-molar a 1º molar) confeccionadas com as
cerâmicas IPS Empress 2 e In-Ceram**

Vagner Mendes

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Bauru da Universidade
de São Paulo, como parte dos requisitos
para obtenção do título de Mestre em
Odontologia: Área de Reabilitação Oral.

Orientador:

Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

**BAURU
2003**

Mendes, Vagner

M522a Avaliação da resistência à fratura por compressão de infraestruturas de próteses fixas de 3 elementos (1º pré-molar a 1º molar) confeccionadas com as cerâmicas IPS Empress 2 e In-Ceram / Vagner Mendes -- Bauru, 2003. xxiii, 125 p. : il. ; 30cm.

Dissertação (Mestrado) -- Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

Autorizo exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação por processo fotocopiadores e/ou meios eletrônicos.

Assinatura do autor:

Data: 27 de março de 2003

Projeto de pesquisa aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, Processo nº 28/2002, na reunião do dia 22 de novembro de 2002.

Vagner Mendes

17 de março de 1961	Nascimento – Rio de Janeiro – Rio de Janeiro
1979 – 1983	Curso de Odontologia – Faculdade de Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro – FOUERJ
1996 – 1997	Curso de Especialização em Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB-USP
1997 - 1999	Professor Substituto do Curso de Odontologia da Universidade Federal da Bahia - UFBA
1999 – 2002	Professor Substituto do Curso de Odontologia da Universidade Estadual de Feira de Santana – UEFS
1998	Coordenador do Curso de Aperfeiçoamento em Prótese Parcial Fixa da Associação Brasileira de Odontologia – Secção Bahia
1998	Professor dos Cursos de Especialização em Prótese Dentária e Implantodontia da Associação Brasileira de Odontologia – Secção Bahia
2001	Professor Assistente do Curso de Odontologia da Fundação para o Desenvolvimento das Ciências – FDC
2001 – 2003	Mestrando em Odontologia Área de Reabilitação Oral – FOB-USP / UEL
2002	Professor do Curso de Aperfeiçoamento em Prótese sobre Implantes da Associação Brasileira de Odontologia – Secção Sergipe
2003	Professor do Curso de Aperfeiçoamento em Prótese Total e Prótese Parcial Removível da Associação Brasileira de Odontologia – Secção Bahia – Regional Ilhéus
Associações	ABO-Ba – Associação Brasileira de Odontologia Secção Bahia: Sócio Benemérito SBPqO – Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica

DEDICATÓRIA

A DEUS, por minha existência, e por permitir que nos momentos certos surgissem as oportunidades em minha vida para obter tudo o que sempre sonhei, principalmente saúde. DEUS, meus sonhos não acabaram!

À Adriana, por seu amor incondicional. Sua força e abnegação em alcançar seus objetivos me fizeram ter forças para chegar até aqui, além de me fazer acreditar que sou capaz de alcançar qualquer objetivo.

À minha filha, Bianca, que sentiu nos últimos anos a minha ausência, mas que sempre me incentivou e apoiou, me possibilitando a tranquilidade para me capacitar profissionalmente e crescer como ser humano e como seu pai.

Aos meus pais, **Sergio e Clélia**, por possibilitarem minha formação moral e profissional independente das dificuldades extremas por que passaram. Um exemplo de vida.

A meus irmãos, **Alexandre e Marcelo**, pelo amor, carinho e incentivo em toda a minha vida, sempre acreditando na minha capacidade de alcançar meus objetivos.

A meus avós, **João e Clélia** (*in memoriam*), por me ajudarem em todos os momentos que precisei. Vocês são co-autores espirituais deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro**, por seu crédito e empenho que me possibilitaram chegar até aqui. Sua paciência constante com minhas dificuldades e dúvidas e sua presteza incondicional em todos os momentos, demonstram que ele é muito mais que um grande professor e orientador, mas, um ser humano de especial grandeza.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Newton Expedito de Moraes**, por sua luta na construção de um sonho seu que possibilitou a realização do sonho de muitos. Um exemplo de caráter, dedicação e carinho a ser seguido.

À **Profa. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro**, Diretora da Faculdade de Odontologia de Bauru, USP, por acreditar e participar da evolução individual de cada um dos alunos do Curso de Mestrado. Sua participação foi definitiva na realização deste objetivo conjunto.

AGRADECIMENTOS

Ao amigo, **Armando Prado Oliveira**, seu crédito e apoio foram responsáveis pelo início de minha carreira docente. Nossa relação de amizade sincera é responsável por momentos muito especiais em minha vida.

Ao amigo, **Paulo Vicente Barbosa da Rocha**, por seu exemplo de competência profissional, e acima de tudo por ser um ser humano especial. Seu prazer em colaborar com a evolução profissional de todos que lhe cercam é indescritível, no meu caso inesquecível. Este trabalho teve sua participação direta.

Ao amigo, **Luciano de Castellucci Barbosa**, sua amizade e apoio constantes contribuíram de forma decisiva para minha evolução profissional.

AGRADECIMENTOS

Ao amigo, **Luis Gustavo Cavalcanti Bastos**, sua acolhida me permitiu dormir em paz. Mas, importante mesmo, foram as horas de convivência que me fizeram aprender muito, não terei como lhe agradecer. Sua competência e dedicação são motivo de orgulho para mim. Sua contribuição foi efetiva para a conclusão deste trabalho.

Aos amigos, **André Pinheiro e Aninha Telles**, por sua amizade sincera e por dividirem comigo os momentos decisivos de minha vida, vibrando positivamente.

Ao amigo, **Walter Rogério**, sua amizade e apoio constantes, mesmo à distância, me deram forças para realizar este trabalho.

Ao amigo, **Vinícius**, por sua amizade e paciência que sempre foram importantes para mim em muitos momentos difíceis. Sua dedicação e competência profissional são exemplos a serem seguidos.

AGRADECIMENTOS

À amiga, **Elaine Cristina**, seu apoio e dedicação constantes foram decisivos para a realização deste trabalho. Sua competência e profissionalismo são exemplos a serem seguidos.

Ao amigo, **Ricardo Campos**, que participou diretamente de minha capacitação me apoiando em todos os momentos. Levarei sempre em meu coração seu exemplo de dedicação e sinceridade.

Ao amigo, **Herbert Mendes**, seu apoio, crédito e vibração positiva, foram muito importantes na realização deste objetivo.

Ao amigo, **José Carlos Romanini**, sua disponibilidade em todos os momentos foi decisiva na execução da pesquisa para a realização deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Aos professores do Departamento de Prótese da FOB-USP, **Dr. Conti, Dr. Salvador, Dra. Lucimar, Dra. Eid, Dr. Carlos Araújo, Dr. Paulo Conti, Dr. Acácio, Dr. Rubo, Dr. Renato, Dr. Paulo Martins, Dr. Walécio, Dr. Wellington, Dr. Gerson, Dr. Pegoraro**, que me acolheram desde o Curso de Especialização. Por sua participação direta em minha carreira e por serem exemplos de profissionais a serem seguidos.

Aos professores do Curso de Mestrado Interinstitucional, **Dra. Regina Beluzzo, Dr. Lauris, Dra. Maria Aparecida, Dra. Odila, Dra. Ana Lucia, Dr. Paulo Francischone, Dr. Salvador, Dra. Lucimar, Dr. Carlos Araújo, Dr. Paulo Conti, Dr. Acácio, Dr. Rubo, Dr. Renato, e Dr. Pegoraro**, por possibilitarem de forma efetiva minha evolução na carreira docente.

Ao amigo, **Antonio Carrilho**, sua amizade sincera e seu apoio são muito importantes em minha vida. Sua abnegação e luta, exemplos de vida.

Ao amigo, **Eliseu Sicoli**, nossa convivência me trouxe como frutos conhecimentos de vida que jamais imaginei.

À **Ivoclar-Vivadent**, na pessoa do Sr. Herbert Mendes, que possibilitou a realização deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

Aos **funcionários do Laboratório Romanini**, por sua presteza e atenção muito importantes na realização da pesquisa que possibilitou escrever este trabalho. Em especial a **Romanini**, pela execução cuidadosa dos corpos de prova em IPS Empress 2.

Ao **Prof. Dr. José Roberto Lauris**, responsável pela análise estatística deste trabalho, por sua paciência e atenção constantes.

Aos colegas da turma de Mestrado, **Rolando, Rafael, Eliseu, Thais, Clovis, Sávio, Renné, Murilo e Francisco** por termos compartilhado experiências e percorrido este caminho, nos possibilitando crescer e amadurecer juntos.

A minhas queridas amigas, **Juliana** e **Safira** pelo crédito e apoio incondicional, em todos os momentos difíceis.

Ao **Prof. Urbino Tunes** por ter me aberto as portas para crescer na carreira docente e por seu apoio para a conclusão do Curso de Mestrado.

Ao **Dr. Avilmar Passos Galvão**, Presidente da ABO-Ba, por sua amizade e por ter sido responsável direto em meu crescimento profissional.

Ao **Dr. Antístenes Albernaz**, sua confiança em meu trabalho e seu apoio em momentos muito importantes de minha vida.

AGRADECIMENTOS

Aos **Drs. Lauriano Baqueiro, Walter Pires e Delcik Dutra**, por sua amizade e por acreditarem na minha capacidade. Seu apoio foi decisivo na minha evolução pessoal e profissional na Bahia.

Aos amigos, **Eduardo Azoubel e Maria Cecília**, sua amizade sincera sempre foi muito importante para mim. Jamais esquecerei seu crédito nos momentos difíceis de minha vida.

Ao amigo, **Fábio Bezerra**, por seu apoio e crédito pessoal e profissional. Um exemplo de vida a ser seguido.

Ao amigo, **João Trajano**, um exemplo de profissionalismo e um ser humano ímpar em todas as atitudes. Seu apoio foi decisivo na realização de muitos sonhos.

Ao Laboratório Heckert, em especial a **Geovanni Heckert**, por sua dedicação e cuidado na execução dos corpos de prova em In-Ceram.

À Vigodent nas pessoas de **João Trajano e Simone**, pelo fornecimento de materiais utilizados nesta pesquisa.

Ao Laboratório de Pesquisas Integradas em Odontologia da UEFS, na pessoa do **Prof. Dr. Paulo Vicente Barbosa da Rocha**, que permitiu a utilização de equipamentos essenciais para a realização desta pesquisa.

AGRADECIMENTOS

Aos amigos de Bauru, **Luis Gustavo, Rafael, Jeferson e Renato**, pela acolhida carinhosa e apoio constante.

Aos colegas da FDC, e da UEFS, **Profs. Morbeck, Maria Isabel, Luciano Castellucci, Armando Prado, Sandro Bittencourt, Eduardo Azoubel, Fernando Bastos, Blanca Liliana, Paulo Rocha, Marcelo Filadelfo e Marcelo Rios** por seu carinho e por terem segurado minhas barras durante o Curso de Mestrado.

Aos alunos do III Curso de Especialização em Prótese Dentária da ABO-Ba, por quem tenho especial carinho devido ao seu apoio e compreensão durante a realização do Mestrado.

Às funcionárias do Departamento de Prótese da FOB-USP, **Débora e Edna**, por seu sorriso constante, dedicação e afeição.

À secretária da FOB-USP, **Eloísa**, por todo carinho e atenção em todas as oportunidades.

Ao Técnico em Prótese Dentária do Departamento de Prótese da FOB-USP, **Reivanildo**, por sua paciência e dedicação importantes na execução do projeto piloto que deu origem a este trabalho.

AGRADECIMENTOS

A todos os funcionários da Biblioteca da FOB-USP, pela atenção, presteza e ajuda sempre que necessário.

A todos os amigos que me incentivaram e apoiaram durante o difícil período do Curso de Mestrado, com tantas idas e vindas.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Universidade Estadual de Londrina, a Faculdade de Odontologia de Bauru – USP e Capes, por possibilitarem efetivamente minha evolução profissional na carreira docente.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	xvi
LISTA DE TABELAS.....	xviii
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	xix
RESUMO.....	xxi
1 – INTRODUÇÃO.....	1
2 – REVISÃO DA LITERATURA.....	6
3 – PROPOSIÇÃO.....	77
4 – MATERIAL E MÉTODOS.....	79
4.1 – SELEÇÃO, PREPARO DOS DENTES E OBTENÇÃO DOS MODELOS.....	80
4.2 – OBTENÇÃO DAS INFRAESTRUTURAS.....	85
4.2.1 - EM IPS EMPRESS 2.....	85
4.2.2 - EM IN-CERAM.....	88
4.3 – CIMENTAÇÃO.....	90
4.4 – TESTES DE RESISTENCIA À FRATURA.....	92
4.5 – ANÁLISE DOS MODOS DE FRATURA.....	93
5 – RESULTADOS.....	94
6 – DISCUSSÃO.....	99
7 – CONCLUSÕES.....	106
8 – ANEXOS.....	108
9 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	110
ABSTRACT.....	124

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 -	Distância A 6mm - Conexão: 3,0 X 3,0mm.....	50
Figura 1.2 -	Distância A 8mm - Conexão: 3,5 X 3,5mm.....	50
Figura 1.3 -	Distância A 10mm - Conexão: 4,0 X 4,0mm.....	50
Figura 1.4 -	Distância A 12mm - Conexão: 4,5 X 4,5mm.....	51
Figura 1.5 -	Distância A 14mm - Conexão: 5,0 X 5,0mm.....	51
Figura 1.6 -	Ilustração esquemática do raio de curvatura da área de embrasura.....	73
Figura 4.1 -	Vista da matriz.....	81
Figura 4.2 -	Diagrama da vista oclusal do preparo.....	82
Figura 4.3 -	Diagrama da vista proximal do preparo.....	82
Figura 4.4 -	Matriz em Ni-Cr para checar dimensões do preparo.....	83
Figura 4.5 -	Aspecto final dos preparos.....	84
Figura 4.6 -	Modelo em gesso especial dos preparos.....	84
Figura 4.7 -	Padrão em resina Duralay.....	85
Figura 4.8 -	Padrão de Duralay posicionado sobre a silicona....	86
Figura 4.9 -	Base cervical da matriz de silicona.....	86
Figura 4.10 -	Parte superior da matriz com as três perfurações..	87
Figura 4.11 -	Aplicação de Duralay sobre os preparos e sobre a matriz de silicona.....	87
Figura 4.12 -	Mistura de porcelana aluminizada vazada na matriz de silicona.....	89
Figura 4.13 -	Troquel duplicado em revestimento especial Vita In-Ceram.....	89

Figura 4.14 -	Cimento Variolink II.....	91
Figura 4.15 -	Infraestrutura em In-Ceram após cimentação.....	92
Figura 4.16 -	Ponta em aço direcionada para o centro do pôntico.....	93
Figura 6.1 -	Modo de fratura na infraestrutura em In- Ceram.....	104
Figura 6.2 -	Modo de fratura na infraestrutura em IPS Empress 2.....	104

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1	Valores individuais de resistência à fratura (Kgf), áreas das conexões mesial e distal (mm ²), médias e desvio padrão dos grupos restaurados com IPS Empress 2.....95
Tabela 5.2	Valores individuais de resistência à fratura (Kgf), áreas das conexões mesial e distal (mm ²), médias e desvio padrão dos grupos restaurados com In-Ceram.....96
Tabela 5.3 -	Valores das médias da resistência à fratura e desvio padrão dos materiais e resultados do Teste T de Student.....97
Tabela 5.4 -	Valores do Teste de Correlação entre as áreas e forças de fratura do IPS Empress 2.....97
Tabela 5.5 -	Valores do Teste de Correlação entre as áreas e forças de fratura do In-Ceram.....97

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

CAD-CAM	Computer-aided-design – computer-aided-manufacturing
CEREC	Ceramic Reconstruction
°C	Graus Celsius
Kgf	Quilograma força
N	Newton
MPa	Megapascal
ZPE	Zircônia parcialmente estabilizada
μm	Micrometro
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
<i>p</i>	Nível de significância
lbs/pol ²	Libras por polegada quadrada
mm	Milímetro
mm/min.	Milímetro por minuto
N/seg.	Newton por segundo
Kgf/seg.	Quilograma por segundo
MPS	Metacriloxipropil-trimetoxisilano
psi	Pound per square inch
OD	Ocluso-distal
DO	Disto-oclusal
MO	Mesio-oclusal
MOD	Mesio-ocluso-distal

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

%	Por Cento
DCM	Direct ceramic machining
nm	Nanômetro
mW/cm ²	Mili-watts por centímetro quadrado

RESUMO

RESUMO

O apelo estético tem obrigado as indústrias de materiais odontológicos e os pesquisadores a buscar materiais que apresentem, além da estética, resistência suficiente para resistir às forças mastigatórias. Assim o objetivo deste trabalho foi comparar a resistência à fratura por compressão axial de infraestruturas de próteses fixas de três elementos (1º pré-molar a 1º molar) confeccionadas com dois sistemas de porcelanas, In-Ceram Zircônia e IPS Empress 2. Foram selecionados 20 pré-molares e 20 molares que receberam preparos tipos “inlays” com caixas oclusais e proximais (DO nos pré-molares e MO nos molares), tendo-se o cuidado de obter caixas proximais com 4,0 mm de altura por 4,0 mm de largura. Após obtenção dos modelos em gesso, as infraestruturas foram confeccionadas em laboratórios credenciados pelos fabricantes de acordo com o protocolo determinado para cada material. A cimentação foi feita com o cimento Variolink II. Após a cimentação, as infraestruturas foram submetidas a teste de carga por compressão pela ação de uma ponta de aço com 2,0 mm de diâmetro, em uma máquina de ensaio universal, numa velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados mostraram uma superioridade estatisticamente significativa ($p = 0,025$) da porcelana Empress 2 (86,68 Kgf) em relação à porcelana In-Ceram Zircônia (67,87 Kgf), e não foi encontrada correlação estatística entre as medidas das áreas de conexão com os valores máximos de carga. O modo de fratura mostrou que em todos os corpos de prova de Empress 2 e em seis corpos de prova de In-Ceram a

fratura ocorreu no sentido oblíquo se estendendo da região onde a carga foi aplicada até a área de conexão. Três corpos de prova de In-Ceram fraturaram verticalmente na área de conexão e um corpo de prova fraturou-se verticalmente na região do pântico sem ocorrer danos à área de conexão.

1 - INTRODUÇÃO

1 - INTRODUÇÃO

O estudo do comportamento mecânico das próteses parciais fixas sempre foi motivo de preocupação dos pesquisadores para evitar que falhas estruturais levassem ao fracasso da prótese^{4, 14, 18, 23, 38, 42, 54, 62, 63, 66, 74, 84, 85, 86}.

Todos os materiais sejam mais ou menos rígidos, são passíveis de sofrerem deformações, que causam tensões, desgastes, deflexão, alongamento e torção de significativa magnitude nos dentes e restaurações. Mesmo quando sob ação de forças de pequena intensidade, como as produzidas na mastigação, uma prótese fixa, sob o ponto de vista mecânico, nada mais é que uma barra entre dois suportes cuja deflexão vai depender de seu comprimento e de sua altura, e por isso, a resistência dos materiais empregados na confecção destas próteses é essencial para propiciar qualidade e longevidade às restaurações^{4, 23, 83, 84, 85}.

Outro aspecto que também mereceu atenção dos pesquisadores e da indústria odontológica foi o desenvolvimento de novos materiais odontológicos para próteses parciais fixas com as mesmas propriedades das ligas metálicas mas que atendesse também os requisitos estéticos. Inicialmente, o grande salto de qualidade destas restaurações aconteceu com o desenvolvimento das próteses metalocerâmicas na década de 50, que aliou as propriedades das ligas metálicas com as da porcelana, conferindo a estas próteses excelentes qualidades mecânicas e estéticas e que ainda continuam prestando excelentes resultados aos pacientes^{2, 16, 21, 57, 101}.

Entretanto, mais uma vez o apelo estético fez com que os pesquisadores e indústrias buscassem novos materiais odontológicos que pudessem substituir as ligas metálicas utilizadas na confecção de infraestruturas para as próteses metalocerâmicas. Assim, surgiram novas porcelanas que sofreram modificações estruturais com a finalidade de torná-las mais resistentes, possibilitando sua indicação para confecção de infraestruturas de próteses fixas^{1, 2, 9, 11, 15, 18, 25, 26, 28, 30, 32, 35, 40, 44, 55-58, 60-63, 75, 77, 79, 80, 87-89, 91,92,94}.

Para aumentar a resistência destas porcelanas, foi incluída uma fase dispersa de um material que inibisse a propagação da fratura na porcelana e que poderia ser obtida de duas formas: (1) através do aumento da tenacidade por transformação que envolve a incorporação de um material cristalino capaz de sofrer uma mudança estrutural quando colocado sobre tensão como acontece com a zircônia parcialmente estabilizada (ZPE) (ANUSAVICE³, 1998) e, (2) através da adição de partículas de um material cristalino e tenaz como , leucita, alumina (Al_2O_3), lítio, magnésio^{2, 3}. As primeiras porcelanas para essa finalidade surgiram na década de 90, como por exemplo a In-Ceram (Vita), reforçada por alumina^{9, 15, 34, 37, 44, 60, 72, 87, 91, 95, 98} e a porcelana IPS Empress 2 (Ivoclar), reforçada por cristais de disilicato e orto-silicato de lítio^{9, 11, 15, 19, 20, 22, 27, 28, 30, 32, 61, 65, 88, 89, 90, 92, 95}.

Além da contínua busca por novos materiais restauradores, os pesquisadores sempre tiveram a preocupação em desenvolver materiais que apresentassem excelentes propriedades mecânicas e estéticas mas que

também pudessem ser empregados em preparos conservativos, com intuito de proteger a biologia dos tecidos periodontal e pulpar, e preservar a estética do dente^{6, 12, 16, 21, 24, 27, 35,, 37, 101}.

A primeira técnica que preencheu estes objetivos foi com as próteses fixas adesivas que surgiram no final da década de 70, com resultados extremamente satisfatórios como demonstrado por inúmeros trabalhos disponíveis na literatura^{10, 12, 16, 24, 33, 52, 69, 93}, mas que ainda apresentam deficiências estéticas, em função da presença da estrutura metálica nas faces oclusal e lingual dos dentes retentores e pânticos.

Com o advento destas porcelanas, um novo campo de aplicação desses materiais está se abrindo, ou seja, poder também empregá-las na confecção de próteses fixas adesivas. Tanto para as próteses fixas adesivas com infraestrutura metálica como para as com infraestrutura em porcelana, isto só foi possível com o desenvolvimento concomitante de cimentos resinosos insolúveis no meio bucal e com capacidade adesiva à estrutura dental e à porcelana. Especialmente com as últimas os cimentos resinosos têm uma grande importância para minimizar a iniciação e propagação de microfraturas quando a prótese é submetida às forças oclusais^{3, 16, 29, 47, 57, 77}.

Vários trabalhos disponíveis na literatura^{6, 7, 11, 28, 30, 34, 37, 57, 59, 60, 72, 73, 76, 87-90, 99} têm mostrado que as próteses fixas livres de metal podem ser indicadas em pacientes que apresentam baixa atividade cariogênica, em pacientes sem hábitos parafuncionais, em cavidades amplas e margens supra-gengivais e com boa higiene oral. O espaço desdentado deve ter no máximo

9,0 mm e 11,0 mm de extensão e as conexões devem ter de 12,00 mm² e 16,00 mm² para as próteses anteriores e posteriores, respectivamente^{70, 76, 98, 97}.

Como as porcelanas empregadas como infraestruturas de próteses fixas convencionais e adesivas são recentes, existem poucos trabalhos de avaliação clínica de longo prazo e por isso é importante que novas pesquisas sejam realizadas para orientar o cirurgião-dentista a indicar com segurança este tipo de prótese.

Os trabalhos de pesquisa realizados para avaliar a resistência destes materiais, em sua maioria, fazem esta avaliação através do teste de carga de três pontos em barras pré-dimensionadas sem, entretanto, simular situações clínicas. Assim, este trabalho teve por objetivo avaliar a resistência mecânica à fratura por compressão de infraestruturas confeccionadas com In-Ceram Zircônia e IPS Empress 2, simulando uma situação clínica de uma prótese fixa posterior de 3 elementos a fim de demonstrar o comportamento destes materiais quando submetidos a estresse de carga máxima.

2 – REVISÃO DE LITERATURA

2 - REVISÃO DA LITERATURA

Uma porcelana à base de óxido de alumínio (Al_2O_3), indicada para confecção de coroas e próteses fixas com alta resistência à compressão, se comparada à porcelana tradicional, foi descrita por McLEAN⁵⁵ em 1965. Esta porcelana era constituída de partículas com tamanho entre 10 μm ou 20 μm , extraídas da bauxita. Para a confecção de uma porcelana aluminizada transparente foram utilizados cristais de alumina de tamanhos selecionados, adicionados a uma porcelana de baixa fusão ou matriz de vidro, o que permitiu uma resistência duas vezes maior que a apresentada pelas porcelanas feldspáticas. Entretanto, como a transparência obtida não era tão boa quanto a apresentada pelas porcelanas utilizadas para facetas, sua utilização foi indicada para a confecção de uma infraestrutura de suporte para facetas, coroas e pontes. Para isso, sua espessura variou entre 0,2 mm e 0,5 mm, e foi confeccionada sobre uma lâmina de platina brunida sobre um troquel e depois levada a uma temperatura de 1060⁰C. Em seguida aplicava-se a porcelana de baixa fusão que era queimada entre 870⁰C a 950⁰C. Segundo o autor, a infraestrutura de porcelana aluminizada apresentava como vantagens, a possibilidade de receber a porcelana de revestimento sem alterar sua forma, em função de possuir reduzida fluidez pirolástica (termoplástica) e estética superior às cerâmicas aplicadas sobre uma estrutura metálica. Nesta época, McLEAN⁵⁵ já se preocupava em obter pânticos em porcelana pura e idealizou, para isso, a confecção de pânticos tipo “veneer” em porcelana aluminizada.

Cerca de 1500 coroas e 217 próteses fixas foram confeccionadas com este sistema em dois anos, tendo o autor observado cinco fraturas, somente nas coroas. Afirmou que estas restaurações apresentam um considerável aumento na resistência ao impacto, ao choque térmico e à resistência a deformação termoplástica, que é superior a apresentada pelas porcelanas convencionais, e que por estas razões apresentavam a possibilidade de substituírem as coroas confeccionadas com porcelanas convencionais.

Ainda segundo McLEAN⁵⁶, em 1967, uma prótese confeccionada em porcelana a base de alumina apresentaria alta resistência e não necessitaria de preparo para coroa total, pois segundo o autor, uma prótese contendo 97,2% de alumina e com um pântico de 4,0 mm de diâmetro, apresentaria um módulo de ruptura médio de 50,490 lbs/pol², suficiente para resistir as forças oclusais. Para evitar que ocorressem fraturas na porcelana de revestimento durante a queima devido à diferença de condutividade térmica desta porcelana e da alumina foi necessário desenvolver uma cerâmica à base de alumina, contendo vidro para a obtenção da infraestrutura, a fim de que durante a queima ou resfriamento não ocorresse fratura, devido à formação de qualquer tipo estresse entre a alumina e a porcelana de revestimento. O desenvolvimento industrial da cerâmica com alta concentração de alumina possibilitou a confecção de próteses fixas com infraestrutura em alumina com um custo aceitável e utilizando-se equipamentos convencionais no laboratório.

Um método para reposição de dente anterior através de prótese fixa adesiva de porcelana pura foi descrito, em 1986, por IBSEN; STRASSLER³⁵, que confeccionaram uma prótese de três elementos utilizando a porcelana Cerinate (Dent-Mart Corp). A prótese foi confeccionada a partir de preparos nas faces palatinas dos dentes pilares e os autores afirmaram que esta técnica possibilitou a confecção de uma prótese fixa adesiva com menor tempo clínico, maior conservação da estrutura dentária e ter podido ser realizada sem anestesia.

Em 1987, McLEAN; KEDGE⁵⁸, descreveram que a espessura ideal para uma infraestrutura de porcelana pura em áreas onde houvesse concentração de cargas deveria ser de pelo menos 1,0 mm, sendo que em áreas estéticas poderia apresentar até 0,3 mm. Os autores indicaram a confecção de um colar de reforço nas regiões cervical e lingual da infraestrutura como uma forma de aumentar a resistência, da mesma forma que é feito nas infraestruturas de metal.

FAN; STANFORD²⁵, em 1987, em trabalho de revisão de literatura descreveram o sistema Cerestore como sendo constituído de uma porcelana à base de alumina livre de contração, devido à queima ser realizada em forno próprio com controle de tempo e temperatura. Este material apresenta alta resistência e está indicado para confecção de infraestrutura de coroas anteriores e posteriores, através da injeção sobre pressão da porcelana no

revestimento e posterior queima por 1300⁰C, durante 10 horas. Este material apresenta biocompatibilidade e excelente adaptação ao dente pela ausência de contração durante sua queima. Como desvantagem, os autores citam a necessidade de equipamento especial para queima da porcelana. O sistema de porcelana Dicor está indicado para a confecção de coroas para dentes anteriores e posteriores, que são obtidas através da técnica da cera perdida, sendo a porcelana fundida sobre pressão centrífuga a 1350⁰C. A queima resulta em uma porcelana cristalina composta basicamente de silicato de mica, sendo a cor final obtida através da aplicação de corantes na porcelana. A resistência química e processo de confecção são considerados vantagens deste sistema e a necessidade de equipamento especial é descrita como desvantagem. Porcelanas a base de óxido de magnésio cristalizado, de fosfato de cálcio e de apatita também foram descritas pelos autores como materiais em desenvolvimento com a finalidade de aumentar a resistência destes materiais, pois segundo os autores, a maior preocupação dos pesquisadores era obter uma base resistente à fratura.

CAMPBELL; SOZIO¹⁴, em 1988, avaliaram e compararam a adaptação e resistência de próteses fixas confeccionadas com a porcelana aluminizada Cerestore com próteses fixas metalocerâmicas. Foram confeccionados quatro modelos de aço simulando um segundo pré-molar inferior e um molar inferior como dentes pilares. As próteses foram obtidas através de enceramentos padronizados e cimentadas com fosfato de zinco em

seus respectivos modelos mestres. O teste de resistência foi realizado em uma máquina de ensaio universal regulada para uma velocidade de 5,0 mm./min. e com a carga dirigida na região central oclusal do pântico. Os resultados demonstraram diferença estatisticamente significativa entre a resistências das próteses metalocerâmicas (313 Kgf) e as próteses de porcelana pura (152 Kgf), para um nível de significância de $p < 0,001$. As fraturas das próteses de porcelana pura ocorreram a partir de falhas que se iniciaram na região onde a carga era aplicada e que se propagaram para a área da união entre o pântico e o pilar, que demonstrou ser a região onde ocorre maior concentração de estresse. A resistência apresentada pelas próteses neste trabalho fez os autores afirmarem que em espaços protéticos pequenos, as próteses fixas de porcelana pura são capazes de resistir as cargas mastigatórias normais que é de 31 Kgf na região anterior e entre 45 Kgf e 90 Kgf na região de primeiro molar.

Em um trabalho de revisão sobre os sistemas para restaurações metalocerâmicas e de porcelana pura, WOHLWEND; STRUB; SCHÄRER¹⁰¹, em 1989, relacionaram os valores para a resistência flexional média de cinco cerâmicas odontológicas, a partir de estudos realizados em espécimens com 10,00 mm de comprimento, 2,0 mm de altura e 4,0 mm de largura. Os resultados obtidos foram os seguintes: - Cerestore 88 MPa; Cerestore High-strength 162 MPa; Dicor 114 MPa; Hi-Ceram 181 MPa; e porcelana feldspática 71 MPa. Por estes valores serem considerados baixos, os autores concluíram

que é necessário desenvolver um material cerâmico que apresente maior resistência e maior flexibilidade para possibilitar um prognóstico adequado a longo prazo, além da necessidade do desenvolvimento de melhores técnicas e materiais para a cimentação de estruturas de porcelana pura.

Segundo BANKS⁶, em 1990, as coroas e “inlays” de porcelana foram desenvolvidas por Wain, em 1923, quando ele fundia vidro com um maçarico a gás e o injetava em um molde refratário. Já na década de 30 havia uma porcelana disponível no mercado em diversas cores, que era queimada numa matriz refratária para a fabricação de “inlays”. A baixa resistência, a micro-infiltração, as falhas dos cimentos e a pobre adaptação levaram ao abandono da técnica. A busca do aumento da resistência das cerâmicas dentais pela adição de óxidos ou indução de cristalização tem sido o objetivo dos fabricantes, em função de que um dos maiores problemas na utilização dos materiais cerâmicos em odontologia é a sua fragilidade. A maioria dos materiais cerâmicos tem um limite crítico de deformação de 0,1%, e desta forma, uma mínima deformação induz a uma fratura que progride rapidamente até que o material sofra ruptura. O aumento da resistência pode ser obtido pelo aumento da rigidez (módulo de elasticidade) do material e pelo do aumento da espessura da infraestrutura. Entretanto, a rigidez aumentada não é significativa para espessuras de porcelana entre 0,5 e 0,8 mm, que são flexíveis e cujo nível crítico de deformação de 0,1% é rapidamente atingido.

Em 1990, HOJJATIE; ANUSAVICE³¹, afirmaram que devido ao grande número de falhas em coroas de porcelana pura em dentes posteriores e até que se obtenha progresso significativo para melhorar o desenho, a composição e as condições de processamento, estas restaurações somente devem ser indicadas para dentes anteriores.

As propriedades de biocompatibilidade, estabilidade, durabilidade, e qualidades ópticas das porcelanas odontológicas foram descritas por SEGHI; DAHER; CAPUTO⁸¹, em 1990, que afirmaram que o principal foco de pesquisas tem sido a busca pelas características de resistência ideal destes materiais. Os autores estudaram a resistência flexional de 10 porcelanas dentais, utilizando o teste de três pontos. Para tanto, confeccionaram corpos de prova com dimensões padronizadas em 6,0 mm X 1,0 mm X 20,00 mm. Foram testadas quatro porcelanas feldspáticas (Exelco, Ceramco II, Vitadur-N - dentin, e Vita VMK), duas porcelanas reforçadas por alumina (Vitadur-N - enamel, e HiCeram), uma porcelana de vidro (Dicor), o Optec H.S.P. reforçada por leucita, Mirage reforçada por zircônia e a porcelana Cerinate. As porcelanas reforçadas por alumina Hi-Ceram (139,30 MPa) e Vitadur-N (123,49 MPa) mostraram os maiores valores de resistência à fratura, seguidas da porcelana de vidro Dicor (127,71 MPa) e da porcelana reforçada por leucita Optec H.S.P. (103,84 MPa).

KERN; KNODE; STRUB⁴⁴, em 1991, descreveram a porcelana In-Ceram como um novo material que apresenta resistência flexional três a quatro vezes maior que as cerâmicas tradicionais. Afirmaram que neste material as fissuras não se propagam devido a íntima união entre os grãos de óxido de alumínio, o que faz com que se acredite que próteses fixas livres de metal confeccionadas com este material apresentem um bom prognóstico se o protocolo de confecção for respeitado. Na confecção de próteses fixas na região anterior a espessura mínima da infraestrutura deve ser de no mínimo 0,5mm e este tipo de prótese fixa deve ser contra-indicada em pacientes com sobre-mordida ou bruxismo.

Em 1991, KERN; SCHWARZBACH; STRUB⁴⁵, realizaram estudo “in-vitro” para avaliar a estabilidade de próteses fixas confeccionadas com In-Ceram. Para isso confeccionaram 30 infraestruturas de acordo com as instruções do fabricante, simulando a reposição de um incisivo central superior em um modelo metálico. As próteses foram divididas em dois grupos: 15 próteses não foram revestidas por porcelana estética e 15 próteses receberam cobertura estética com a porcelana Vitadur-N. Os pânticos foram padronizados para ter altura de 3,0 mm e 1,5 mm de largura e com os retentores apresentando 0,5 mm de espessura. As próteses foram jateadas com óxido de alumínio e cimentadas com Panavia-Ex sobre os pilares metálicos. Após 48 horas da cimentação, as próteses foram submetidas à carga por compressão em uma máquina de ensaio a uma velocidade de 2,0 mm/min., sendo a força

dirigida sobre o pântico no sentido do longo eixo dos dentes pilares. Em todos os casos as fraturas aconteceram entre o pântico e o braço adesivo, sem que ocorresse falha adesiva em todas as próteses. A resistência apresentada pelas próteses que não receberam cobertura foi de $390,7 \text{ N} \pm 47,6$ ($39,8 \text{ Kgf} \pm 4,8$), e de $211,3 \text{ N} \pm 55,6$ ($21,5 \text{ Kgf} \pm 5,6$) para as próteses que receberam cobertura, o que foi estatisticamente significativo ($p < 0,001$).

NATHANSON; RIIS; GOLDSTEIN⁶³, em 1991, avaliaram a resistência à compressão de próteses fixas de três elementos confeccionadas com o sistema de prótese metalocerâmica Renaissance e próteses metalocerâmicas convencionais, simulando uma distância entre um pré-molar e um molar para a instalação de um pântico. Todas as próteses foram cimentadas em pilares de acrílico com fosfato de zinco, e posteriormente, submetidas à compressão em uma máquina de ensaio universal com a carga dirigida para a oclusal do pântico através de um bastão de aço com a ponta arredondada de 6,0 mm de diâmetro. Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa entre os materiais ($p < 0,001$), tendo o sistema Renaissance apresentado maior resistência ($528,87 \pm 62,4 \text{ lbs} = 239,87 \pm 28,30 \text{ Kgf}$) podendo, portanto, segundo os autores ser indicado para uso clínico.

SORENSEN et al.⁸⁶, em 1991, avaliaram o efeito do desenho do preparo dentário na resistência a flexão de próteses fixas em porcelana. Os

autores confeccionaram dois modelos mestres com dois molares para simular uma prótese fixa de três elementos. No grupo 1, os preparos apresentaram 1,5mm de desgaste axial e 2,0 mm de redução oclusal, e ombro na região cervical e no grupo 2, os preparos apresentaram como diferenças, caixas proximais com 1,0 mm de profundidade e 3,0 mm de altura. As infraestruturas foram confeccionadas em In-Ceram e a porcelana de revestimento foi a Vitadur-N. As próteses foram cimentadas e submetidas à força por compressão em uma máquina de ensaio universal. As próteses do Grupo 1 apresentaram valores de 203 ± 38 lbs ($92,07 \pm 17,23$ Kgf) enquanto nas próteses do Grupo 2 foram de 289 ± 42 lbs. ($131,07 \pm 19,04$ Kgf) Os valores foram estatisticamente significantes e mostraram que as caixas proximais aumentaram significativamente os valores de resistência à fratura.

SORENSEN; KNODE; TORRES⁹¹, em 1992, descreveram uma técnica para confecção de prótese fixa adesiva totalmente em porcelana utilizando o sistema In-Ceram, que é um material que possui alta quantidade de alumina em seu conteúdo, com partículas medindo entre 0,5 a 3,5 μ m e que apresenta contração de sinterização de apenas 0,3%, o que produz uma microestrutura controlada e organizada. Demonstraram que a dureza flexional de 446 MPa apresentada por este material é três vezes maior que qualquer outra porcelana dental já testada. Relataram que o pequeno tamanho das partículas e a mínima contração durante a sinterização possibilitam através de um processo simples de confecção obter uma excelente fidelidade adaptação

marginal de coroas unitárias, com um término cervical em forma de ombro. A qualidade estética deste material é superior a de outros sistemas totalmente cerâmicos, devido ao processo de infiltração de vidro deste sistema possibilitar um grande aumento da translucidez. A técnica de confecção consiste em: duplicar o modelo com um material de moldagem a base de poliéter sendo que, nos casos de prótese fixa, a área do pântico deve ser encerada para formar um molde do contorno da área; o troquel recebe a aplicação de um espaçador e a região do modelo envolvendo os pilares e os pânticos são seccionados, para evitar distorção ou fratura devido à contração do modelo especial durante a sinterização; a mistura de alumina é preparada e aplicada no modelo, dando-se a escultura na configuração desejada sendo que um estabilizador é aplicado para que a infraestrutura fique pronta para ser sinterizada; o ciclo de queima é de dez horas em um forno especial a 1120°C ; se necessário podem ser feitas correções; a adaptação da infraestrutura é verificada no modelo de trabalho e em seguida faz-se a aplicação do pó de vidro misturado com água com auxílio de um pincel sobre as superfícies externas da infraestrutura, com o cuidado de deixar uma área na cervical do pântico livre da cobertura do vidro; a queima no forno ocorre durante 3 a 5 horas, numa temperatura de 1100°C . A aplicação do vidro infiltrado não afeta a adaptação da peça. A infiltração das partículas de vidro através dos espaços intersticiais entre as partículas de alumina determina um aumento da translucidez pela alteração do índice de refração, confere a cor desejada à cobertura e aumenta sua dureza de 15 a 20 vezes; o excesso do vidro infiltrado pode ser removido através do uso de discos, brocas

diamantadas ou abrasão por óxido de alumínio, em seguida, realiza-se a aplicação da porcelana Vitadur N (Vita Zahnfabrik) como material de cobertura estética da maneira convencional. Para próteses fixas posteriores, os autores indicaram a confecção de caixas proximais voltadas para os espaços protéticos por aumentarem em 30% a resistência à flexão destas próteses. Como padrão para estas próteses, indicam uma espessura de 0,3 a 0,5 mm para a infraestrutura nas áreas estéticas e de 1,0 mm nas áreas de maior carga, como as regiões oclusais dos dentes posteriores. As dimensões dos conectores devem ser as mesmas indicadas para as próteses metalocerâmicas, preservando as ameias gengivais para a higiene oral. Concluíram que as próteses totalmente cerâmicas possuem vantagens sobre as próteses metalocerâmicas, tais como baixa temperatura e baixa condutividade elétrica, resistência à corrosão e não causam alergia por serem inertes. O sistema In-Ceram demonstra todas estas propriedades, possuindo maior adaptação marginal, melhor estética e melhor resposta tecidual se comparada com as restaurações metalocerâmicas, estando indicado para coroas totais unitárias anteriores e posteriores e para próteses parciais fixas de três elementos.

PRÖBSTER; DIEHL⁷⁵, em 1992, descreveram os procedimentos clínicos e laboratoriais para a confecção de coroas e próteses fixas com In-Ceram, chamando atenção que o processo de sinterização deste material ocorre sem contração, possibilitando a obtenção de excelente adaptação. A técnica consiste na cobertura do troquel com alumina para produzir a

infraestrutura, sendo a mesma técnica utilizada para a fabricação de utensílios domésticos de porcelana. A massa de cobertura é uma suspensão de partículas insolúveis muito pequenas em um líquido. A massa de alumina aplicada sobre o troquel é primeiramente sinterizada em forno e posteriormente infiltrada por vidro, esta massa densamente arranjada limita a propagação de trincas e a infiltração de vidro praticamente elimina todas as porosidades. A combinação destes dois procedimentos dá ao material as propriedades necessárias, gerando alta resistência à carga. O desgaste axial de 1,0 mm do dente é sugerido para possibilitar a confecção de uma infraestrutura com um mínimo de 0,5 mm de espessura. Os autores descreveram a técnica de confecção que é semelhante à descrita por SORENSEN; KNODE.; TORRES⁹¹, em 1992. Os autores também relataram que testes de resistência de três pontos em corpos de prova com dimensões de 25,00 mm X 5,0 mm X 2,0 mm realizados em máquina de ensaio universal a uma velocidade de 0,5mm/min., mostraram que o In-Ceram é dez vezes mais resistente à flexão que as porcelanas convencionais e quatro vezes mais resistente que o Dicor.

Em 1992, KERN; SCHWARZBACH; STRUB⁴⁶, avaliaram “in-vitro” a estabilidade de próteses fixas adesivas livres de metal confeccionadas com In-Ceram a partir de diferentes desenhos de preparo. Foram confeccionados modelos de metal em liga de cromo-cobalto-titânio a partir de um modelo de um paciente que havia perdido um incisivo central e cujo espaço para o pântico foi medido em 8,5 mm. Foram confeccionadas infraestruturas padronizadas

para todos os sete grupos testados, com os pânticos apresentando 3,0mm de altura e 1,5 mm de largura. Os grupos foram assim divididos: Grupo I: infraestrutura sem cobertura; Grupo II: infraestrutura com cobertura da face vestibular com Vitadur-N; Grupo III: infraestrutura sem cobertura e submetida a três queimas adicionais; Grupo IV: infraestrutura com cobertura de In-Ceram; Grupo V: infraestrutura com aumento da área de conexão (4,0 mm em altura e 1,5 mm em largura); Grupo VI: infraestrutura com o pântico deslocado para vestibular e totalmente coberto com Vitadur-N; Grupo VII: infraestrutura totalmente recoberta na região do pântico, e os preparos com caixas adicionais com dimensões de 2,0 mm X 1,0 mm X 0,5 mm. Para a cimentação as superfícies internas dos braços adesivos foram jateadas com óxido de alumínio com partículas de 50 μ m e as próteses foram cimentadas com Panavia-EX. Após armazenamento por 48 horas em temperatura ambiente, as próteses foram submetidas a teste de carga por compressão em uma máquina de ensaio universal, sendo a força dirigida no pântico na direção do longo eixo dos dentes pilares a uma velocidade de 2,5 mm/min. até que ocorresse o deslocamento ou fratura das próteses. Observaram que em todos os corpos de prova ocorreram fraturas entre os pânticos e os braços adesivos, sem ocorrer separação da adesão; a cobertura vestibular com porcelana Vitadur-N diminuiu significativamente a estabilidade das restaurações; que as queimas adicionais ou a cobertura com In-Ceram não afetaram a estabilidade da infraestrutura e que o reforço das áreas de conexão, a cobertura total do pântico e a confecção de caixas proximais adicionais aumentaram significativamente a resistência.

DONG et al.²⁰, em 1992, estudaram a influência da pressão e do tratamento térmico na resistência da porcelana IPS Empress. Os autores utilizaram barras medindo 2,0 mm X 4,0 mm X 14,00 mm divididas em oito grupos, variando o tipo de tratamento desde nenhum tratamento, passando por tratamento com calor e pressão até a cobertura das barras com porcelana de revestimento. Foi utilizado o teste de resistência de três pontos em máquina de ensaio universal a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os autores concluíram que o tratamento de calor e pressão aumentou significativamente sua resistência, passando de 74 para 126 MPa. Tratamentos de calor subseqüentes, simulando a queima da porcelana de revestimento, coloração e glazeamento, aumentaram a resistência do material de 160 para 182 MPa. O tratamento térmico na ausência de pressão não apresentou efeito significativo na resistência.

ANDERSSON; ODÉN¹, em 1993, descreveram a obtenção de uma porcelana de alumina densamente sinterizada e com alta pureza (Procera), utilizada na confecção de infraestruturas, dentro das exigências da norma ISO 6872, que determina a resistência flexional das porcelanas odontológicas em 100 MPa para a infraestrutura de 55 MPa para porcelana de corpo / dentina, e 50 MPa para a porcelana de esmalte. Para avaliar a resistência à fratura as infraestruturas foram obtidas através da compactação de pó de alumina de alta pureza por pressão seca sobre modelos aumentados para compensar a contração de sinterização. O aumento do modelo, entre 12 a 20%, foi calculado

a partir do conhecimento da quantidade de contração do material. A resistência à flexão de 14 espécimens com dimensões de 5,0 mm de altura, 1,0 mm de espessura, e 26,2 mm de comprimento, foi obtida em testes de resistência de três pontos, com o vão entre os apoios laterais da barra estabelecido em 14,2mm. A média da força aplicada foi de 0,498 N/seg (0,05 Kgf/seg.), e os valores de resistência variaram entre 528 e 674 MPa, mostrando, segundo os autores, que o material apresenta propriedades de resistência favoráveis.

DURR et al.²¹, em 1993, realizaram uma comparação clínica entre 19 próteses fixas adesivas convencionais metalocerâmicas (7 anteriores e 12 posteriores) com 14 próteses fixas adesivas (anteriores) confeccionadas com In-Ceram. Os autores observaram que 5 próteses de In-Ceram fraturaram entre o pântico e o conector sendo que em quatro casos, a fratura ocorreu na região distal do pântico e uma prótese se deslocou acidentalmente. Nenhuma falha foi observada nas próteses fixas adesivas metalocerâmicas. Concluíram que, as próteses fixas de porcelana pura exibiram uma alta porcentagem de falhas e que a utilização do In-Ceram para próteses fixas deve ser melhorada antes de ser utilizada por profissionais.

KERN et al.⁴², em 1993, confeccionaram 20 próteses fixas adesivas de porcelana pura com In-Ceram revestidas com Vitadur-N, para avaliar a resistência à fratura após serem submetidas a cargas dinâmicas para simular as condições orais. As próteses foram confeccionadas para simular a reposição

de um incisivo central, em um espaço de 8,5 mm. Dez próteses foram cimentadas em dentes fixados diretamente em resina e outras dez foram cimentadas em dentes envolvidos em látex para simular o ligamento periodontal artificial que proporcionava uma mobilidade horizontal de $100 \pm 30 \mu\text{m}$ e de $65 \pm 21 \mu\text{m}$ na direção vertical, sob uma pressão de 5 N. Os dentes pilares foram preparados superficialmente e com um sulco na área do cingulo de 1,0 mm de diâmetro e 0,5 mm de profundidade. A técnica de confecção das próteses obedeceu às recomendações do fabricante. Os pânticos tinham 3,0mm de altura X 1,5 mm de largura com os braços da prótese apresentando 0,5 mm de espessura. As próteses foram revestidas na face vestibular do pântico com Vitadur-N. As superfícies internas dos braços sofreram tratamento com Rocatec e foram cimentadas com Panavia-TC. Sete corpos de prova de cada grupo foram armazenados em solução de timol a 0,1% por uma semana, sem receber carga dinâmicas, fazendo parte do grupo controle. Os outros três corpos de prova de cada grupo foram armazenados durante 150 dias em solução de timol e submetidos a cargas dinâmicas em meio ambiente oral artificial. O equipamento utilizado para a realização da ciclagem mecânica possuía um sistema servo-hidráulico que simulava os movimentos e forças tridimensionais da mastigação. A carga oclusal dinâmica foi aplicada no pântico utilizando uma esfera de aço com 4,76 mm de diâmetro, simulando a cúspide de um dente. A direção da força aplicada sobre o pântico foi dirigida 3,0 mm abaixo do ângulo línguo-incisal, no sentido gengival, com 120° de inclinação em relação ao eixo inciso-cervical. Cada prótese foi submetida a 1.250.000

ciclos, com forças variando entre 2 N e 22 N. Todos os corpos de prova foram mantidos a temperatura de 37°C e 100% de umidade durante as cargas cíclicas. Em seguida, os corpos de prova foram submetidos a testes de carga por compressão em uma máquina de ensaio universal regulada para velocidade de 2,0 mm/min. e com a força dirigida no pântico no sentido do longo eixo dos dentes pilares. Após os testes, os autores verificaram que todas as próteses fraturaram na conexão sem que ocorresse separação dos dentes, com resistência média à fratura de 190,6 N (19,43 Kgf). Não foram constatadas diferenças estatisticamente significantes entre os quatro grupos. Em outras palavras, a simulação de condições orais, assim como a presença do ligamento artificial não influenciou estatisticamente nos resultados encontrados ($p < 0,05$).

Em 1993, PRÖBSTER⁷⁶, avaliou durante 35 meses 76 restaurações confeccionadas com In-Ceram (61 coroas totais e 15 próteses fixas) e concluiu que nenhuma das coroas totais apresentou fratura e 13 próteses fixas permaneciam em função após o período de observação. Uma prótese fixa apresentou fratura, mas foi observado que as dimensões da infraestrutura não obedecia às condições mínimas indicadas pelo fabricante do material, e outra prótese foi perdida devido à indicação de extração do dente pilar. O autor afirmou que um maior número de próteses fixas deve ser avaliado para determinar corretamente suas indicações.

KERN; THOMPSON⁴⁸, em 1994, avaliaram a perda de volume, morfologia, e alterações na composição da superfície da porcelana In-Ceram após jateamento com óxido de alumínio e cobertura com sílica (Rocatec). Afirmaram que o ataque com ácido hidrofúorídrico na superfície do In-Ceram não cria micro-retenções devido à pequena quantidade de sílica existente na matriz de vidro do material, e que nesta situação a aplicação de silano não aumenta significativamente a força de adesão entre a porcelana e o cimento resinoso. O jateamento com óxido de alumínio é utilizado para criar estas micro-retenções. Quando a cobertura por sílica e a aplicação do silano são utilizados a força de adesão entre a cerâmica e a resina aumenta. Os autores descreveram o sistema Rocatec como o indicado para esta porcelana. Este sistema constitui num processo triboquímico de cobertura com sílica feito com jateamento de partículas de óxido de alumina (110 μ m) para limpar a superfície, formação de uma camada de sílica obtida através do jateamento com partículas especiais de sílica contendo óxido de alumina (110 μ m) e aplicação do silano para ocorrer a adesão química com a camada de sílica formada na porcelana e subsequente adesão com a resina. Os autores fabricaram discos de In-Ceram com 3,4 mm de espessura e 6,0 mm de diâmetro e de IPS Empress com 4,0 mm de espessura e 8,2 mm de diâmetro, de acordo com as instruções do fabricante. Submeteram os discos a diferentes tratamentos de superfície e concluíram que a cobertura por sílica no In-Ceram com Rocatec aumentou efetivamente o teor de sílica, promovendo uma base para o silano aumentar a adesão clinicamente. O jateamento da porcelana IPS

aumentou a abrasão do material em até 36 vezes, estando, portanto, este procedimento contra-indicado.

Em 1994, KERN; THOMPSON⁴⁹, avaliaram a característica de superfície do In-Ceram após vários tipos de tratamento, desde acabamento com brocas, jateamento com óxido de alumina (110 μ m), tratamento triboquímico (Rocatec), cobertura térmica com sílica e silanização de superfícies condicionadas com o sistema metacriloxipropil-trimetoxisilano (MPS). Segundo os autores, seus achados explicam “in-vitro” que a silanização de superfícies jateadas não possibilita uma adesão forte e confiável da porcelana com a resina (BIS-GMA), o que é obtido com o sistema Rocatec.

KERN; FECHTIG; STRUB⁴³, em 1994, avaliaram a influência do armazenamento em água e ciclagem térmica na resistência a fratura de 40 próteses fixas adesivas de porcelana pura confeccionadas com In-Ceram. Todas as próteses foram confeccionadas para simular a reposição de um incisivo central superior, com espaço de 8,5 mm entre os dentes pilares. Foram utilizados dentes humanos extraídos por razão periodontal que antes de serem fixados em resina foram envolvidos com borracha para simular a ação do ligamento periodontal, possibilitando assim movimentação horizontal de $100 \pm 30 \mu$ m, e vertical de $65 \pm 21 \mu$ m, sob uma força aplicada de 5 N. Os dentes pilares receberam preparo com mínimo desgaste nas faces palatinas e um pequeno sulco na região do cingulo com 1,0 mm de diâmetro e 0,5 mm de

profundidade. Os dentes foram preparados com a confecção de caixas proximais com 2,0 X 2,0 X 0,5 mm. As infraestruturas foram confeccionadas a partir de um enceramento padrão para prover as mesmas dimensões dos conectores (3,0 mm de altura e 1,5 mm de largura) para todos os corpos de prova. As superfícies internas dos braços adesivos foram condicionadas com o sistema Rocatec previamente a cimentação com Panavia-TC. Após a cimentação, os espécimes foram subdivididos em 2 grupos, onde um grupo foi armazenado em solução de 0,1% de timol a 37⁰C em saliva artificial, por 7 dias e o outro grupo foi armazenado em saliva artificial durante 150 dias e submetido à ciclagem térmica. Os testes de compressão foram feitos em uma máquina de ensaio universal com a força incidindo na região do pântico, interpondo-se entre a ponta e o pântico uma folha de estanho de 0,6 mm para distribuir melhor o estresse. Após os testes foi observado que todas as próteses fraturaram entre o pântico e o conector, sem que a porcelana deslocasse do dente. Os autores concluíram que a resistência à fratura de próteses fixas de porcelana pura confeccionadas com In-Ceram aumentou significativamente com a adição de caixas proximais nos preparos dos dentes pilares, que as próteses armazenadas em saliva artificial e submetidas a termociclagem durante 150 dias tiveram sua resistência à fratura diminuída significativamente e que a porcelana de revestimento deve ser aplicada em toda a volta do pântico e não somente na face vestibular.

POSPIECH et al.⁷⁰, em 1994, avaliaram a influência da direção da carga (45^0 ou 60^0) e do desenho do conector proximal na distribuição do estresse em próteses fixas confeccionadas com In-Ceram. Foram simuladas as condições anatômicas (cortical óssea, ligamento periodontal, esmalte, dentina, câmara pulpar) e a resiliência do dente no osso, através de análise de elemento finito em 3-D. O módulo de elasticidade do In-Ceram foi determinado através de teste de carga de quatro pontos. Os valores das estruturas dentárias e do cimento resinoso foram obtidos da literatura. O ponto de carga foi estabelecido em 1,5 mm abaixo da borda incisal, a força de oclusão foi determinada em 250 N (25,5 Kgf) e orientada na direção linguo-vestibular. Os resultados mostraram que o estresse é aumentado à medida que o ângulo de incidência da força aumentou para 60^0 . Um conector proximal pequeno com 3,0mm de altura resultou em estresse máximo de 455 MPa para a incidência de força em 45^0 ou 534 MPa para 60^0 . Um conector maior (4,0 mm de altura) reduziu o estresse para 122 MPa (45^0) e 143 MPa (60^0). Concluíram que, para uma resistência à tensão de 340 MPa, as próteses fixas de In-Ceram devem ser recomendadas somente se a altura do conector apresentar um mínimo de 4,0 mm.

RIZCALLA et al.⁷⁸, em 1994, compararam os módulos de ruptura e de elasticidade e a dureza da porcelana In-Ceram para infraestrutura e In-Ceram com matriz de vidro com as porcelanas aluminizadas convencionais (Hi-

Ceram e Vitadur). Foram confeccionados corpos de prova medindo 21,00 mm X 5,0 mm X 1,0 mm e que foram submetidos ao teste de carga de três pontos em uma máquina de ensaio universal a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os testes mostraram que o módulo de ruptura da porcelana Vita In-Ceram para infraestrutura variou entre $484 \pm 62,78$ MPa, sendo significativamente maior que o apresentado pelas porcelanas Vitadur que ficou entre $150,89 \pm 19,53$ MPa e Hi-Ceram entre $127,96 \pm 17,37$ MPa ($p < 0,05$). Os autores concluíram que as propriedades mecânicas da porcelana Vita In-Ceram são significativamente melhores que as porcelanas aluminizadas convencionais.

O sistema In-Ceran, segundo afirmou CHRISTENSEN¹⁶, em 1994, apresentava confiabilidade na confecção de próteses fixas de três elementos, especialmente na região anterior. Como esta porcelana aluminizada tem em sua composição vidro de lantânio, ela não pode ser tratada superficialmente por ataque ácido e o processo de silanização não melhora a força de adesão. Segundo o autor, isto ocorre porque as partículas de vidro se fundem nas porosidades existentes, criando um estrutura tão densa que torna o ataque ácido convencional utilizado nas porcelanas, assim como o jateamento, ineficazes no aumento da resistência e união. Outras porcelanas desenvolvidas para a confecção de coroas totais “metal-free”, tais como Cerinate (Den-Mat), Mirage (Chameleon), Optec (Jeneric/Pentron) necessitam de ataque ácido interno e silanização prévia a cimentação com cimento resinoso para promover resistência clínica aceitável seja em próteses na região anterior ou posterior.

CHICHE; PINAULT¹⁵, em 1994, descreveram as vantagens do sistema In-Ceram como maior resistência, excelente adaptação marginal e indicação para próteses fixas, e como desvantagens, necessidade de equipamento especial, custo, longo tempo para a confecção da prótese e necessidade de desgaste adequado do dente para mascarar a infraestrutura de alumina.

SEGUI; SORENSEN⁸³, em 1995, estudaram a resistência flexional de seis tipos de porcelana: Mark II (reforçada por sanidina), IPS Empress (reforçada por leucita), Dicor MGC, In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell e In-Ceram Zircônia. As porcelanas Vita VMK 68 e o “Soda lime-glass” foram utilizadas como controle. Foi utilizado o método de teste descrito na norma ISO 6872 para materiais cerâmicos odontológicos, sendo os espécimens confeccionados com dimensões finais de aproximadamente 5,0 mm X 1,0 mm X 20,00 mm, seguindo-se as recomendações dos fabricantes de cada material. Foi utilizado o teste de carga de três pontos, com uma distância de 12,00 mm entre os apoios. Os resultados foram os seguintes: In-Ceram Zircônia 603 MPa, In-Ceram Alumina 446 MPa, In-Ceram Spinell 377 MPa, Dicor MGC 228 MPa, IPS Empress com segunda queima 127 MPa, Mark II 121 Mpa, IPS Empress sem a segunda queima 97 MPa, “Soda lime-glass” 92 Mpa, e Vita VMK 68 70 MPa. Os autores concluíram que os novos materiais cerâmicos testados apresentaram um módulo de ruptura significativamente maior que a porcelana feldspática utilizada como controle.

KELLY; TESK; SORENSEN⁴¹, em 1995, avaliaram em MEV as superfícies fraturadas de vinte próteses fixas confeccionadas com a porcelana In-Ceram em estudo anterior realizado por SORENSEN et al⁸⁶, em 1991. Essas próteses foram confeccionadas em um modelo mestre, simulando dentes molares como pilares com 2,0 mm de redução oclusal, 1,3 mm de redução axial e ombro no término cervical. As próteses foram cimentadas nos modelos mestres e receberam carga na região do pântico através de uma esfera a uma velocidade de 0,5 mm/min. Foram também avaliadas seis próteses que haviam sido instaladas na região posterior e outras três próteses com 4 elementos que tinham permanecido em função num período de 6 semanas a 18 meses antes de apresentarem falhas. A análise das superfícies fraturadas mostrou que, em aproximadamente 70 a 78% das próteses cimentadas “in-vitro” e “in-vivo”, a trinca inicial ocorreu na interface infraestrutura/porcelana, indicando que é uma região que recebe grande estresse por tensão e é uma importante fonte estrutural de falhas. Segundo os autores, como esses achados fora inesperados, merecem estudos posteriores. Toda as próteses apresentaram fraturas que se iniciaram na área de conexão.

Em 1995, SEGHI; DENRY; ROSENSTIEL⁸², avaliaram a resistência à fratura e a dureza de onze porcelanas odontológicas: Optec H.S.P., IPS Empress (reforçadas por leucita), Vitadur N para infraestrutura, In-Ceram (reforçadas por alumina), Mirage II (reforçada por zircônia), Cerinate (reforçada por leucita e sanidina), Mark II (reforçada por sanidina) e Dicor e Dicor MGC

(reforçadas por fluormica). Os corpos de prova em forma de disco com 3,0mm de espessura e 15,00 mm de diâmetro foram obtidos através da técnica preconizada pelos fabricantes. Para determinar a resistência à fratura foi utilizada a técnica de endentação, ou seja, cada corpo de prova recebeu 5 edentações, feitas distantes uma da outra, através da aplicação de uma carga de 9,8 N em um aparelho de teste de microdureza durante 1 segundo. A técnica da edentação é baseada na avaliação de fraturas em material friável que se formam na região da carga com auxílio de um diamante para edentação Vickers. A partir dos dados obtidos uma fórmula matemática foi utilizada para calcular a resistência à fratura. Os autores concluíram que as novas porcelanas reforçadas In-Ceram e Vitadur N mostraram significativamente maior resistência à fratura em relação à porcelana feldspática convencional, que o In-Ceram é substancialmente mais resistente que todos os outros materiais testados, que a alumina apresentou a maior dureza efetiva e que as porcelanas reforçadas por leucita e fluormica apresentaram resultados que demonstraram um aumento de dureza em relação as outras porcelanas, sem, entretanto ser igual à porcelana com alumina.

HÜLS³⁴, em 1995, em compêndio produzido pela Vita, afirmou que a porcelana In-Ceram possibilitou a obtenção de uma técnica alternativa em relação às restaurações metalocerâmicas, devido ao aumento de resistência através da confecção de infraestrutura à base de alumina infiltrada por vidro. Para a cimentação das coroas em In-Ceram em dentes que apresentam

manchamento ou núcleo metálico, o autor indicou o cimento de fosfato de zinco; para dentes que não sofreram alteração de cor indicou os cimentos de ionômero de vidro; e para as “inlays” e “onlays” indicou os cimentos Panavia 21 TC, Variolink, e Percolite. A silanização não é necessária e o condicionamento da superfície interna deve ser realizado através do jateamento com partículas de óxido de alumínio (50 µm) a uma pressão de aproximadamente 2,5 bar, estando contra-indicado o ataque com ácido fluorídrico por provocar desintegração no material.

POSPIECH et al.⁷¹, em 1996, analisaram com elemento finito a influencia da direção de força e o desenho da conexão na distribuição de estresse em próteses fixas de três elementos confeccionadas com In-Ceram para a reposição de um incisivo central superior direito. Os dados dos dentes pilares foram obtidos através de escaneamento de dentes humanos, possibilitando dimensões o mais próximo possível na análise. Foram projetados conectores que variaram em forma e altura entre 3,0 mm e 4,0 mm. As próteses receberam 5 cargas consecutivas de 50 N que incidiram 1,5 mm abaixo da borda incisal do pêntico. Os resultados mostraram que ângulos vivos na conexão e ameia interdental muito ampla devem ser evitadas, que a altura mínima da área de conexão deve ser de 4,0 mm e que a resistência da porcelana aluminizada In-Ceram é suficiente para a confecção de próteses fixas adesivas de porcelana pura na região anterior onde a força oclusal normal varia de 30 a 70 N (3 a 7 Kgf).

POSPIECH et al.⁷², em 1996, realizaram uma avaliação clínica de 44 próteses adesivas confeccionadas com In-Ceram, cujos dentes preparados apresentavam caixas ou canaletas. O período de avaliação foi de dois anos. As primeiras falhas ocorreram em 9 casos de próteses anteriores (19%), sendo que em 4 casos ocorreram fraturas na área de conexão devido à falhas estruturais na alumina, segundo análise realizada em MEV. As outras cinco próteses apresentaram fraturas adesivas, após seis meses e haviam sido confeccionadas com preparos apresentando caixas simples. Nenhuma falha ocorreu nas próteses que receberam canaletas proximais e foram cimentadas com Panavia Ex. Os autores concluíram que o preparo com quatro canaletas proximais paralelas deve ser recomendado para aumentar a estabilidade mecânica, devendo-se preservar mais o esmalte para a realização do ataque ácido.

MACKERT JUNIOR; RUSSEL⁵³, em 1996, avaliaram a resistência da porcelana IPS Empress através da análise de difração por raios X, utilizando seis diferentes tratamentos por pressão e calor em corpos de prova com diferentes concentrações de leucita. As concentrações analisadas foram: 0, 25%, 50%, 75%, e 100%. Os corpos de prova foram obtidos através de pressão e calor a partir da técnica da cera perdida. Como o fabricante defende um mínimo de 3 queimas iniciais e 2 queimas para “glaze”, foram avaliadas 6 etapas de queima na confecção de 18 coroas, 3 para cada grupo testado. Grupo 1: pressão sem calor, Grupo 2: uma queima, Grupo 3: duas queimas,

Grupo 4: três queimas, Grupo 5: três queimas e uma queima para “glaze”, Grupo 6: três queimas e duas queimas para “glaze”. Após os testes de difração em raios X e avaliação estatística os autores concluíram que ocorreu aumento da resistência flexional a partir das duas primeiras queimas.

WAGNER; CHU¹⁰⁰, em 1996, avaliaram a resistência flexional biaxial e à fratura de porcelanas utilizadas na confecção de infraestruturas para coroas e próteses fixas, In-Ceram, Procera AllCeram e Empress. Os autores afirmaram que o teste padrão normalmente utilizado para avaliar a resistência das porcelanas dentais é o teste de três pontos, porém este teste apresenta problema de sensibilidade por fraturar o corpo de prova no bordo, sendo impossível eliminar todas as fendas, o que faz apresentar grande variação nos resultados, o que não ocorre no teste biaxial. Neste tipo de teste, o corpo de prova em forma de disco é suportado em sua face inferior por um anel ou várias esferas distribuídas de forma circular. A carga é aplicada em sua face superior utilizando-se um êmbolo em posição concêntrica em relação ao suporte inferior do disco. Foram confeccionados 10 discos, medindo 16,00 mm de diâmetro por 2,0 mm de espessura para cada porcelana testada, de acordo com as recomendações de cada fabricante. Os discos foram suportados por três esferas com 3,2 mm de diâmetro posicionadas na parte inferior do disco. A carga foi aplicada através de um êmbolo de 1,4 mm de diâmetro no centro de cada disco a uma velocidade de 1,0mm/min. em uma máquina de ensaio universal até que cada corpo de prova fraturasse. Os resultados mostraram

diferenças significativas ($p = 0,05$), sendo o IPS Empress o que apresentou os menores valores (134 MPa) e o Procera AllCeram os maiores valores (687 MPa) sendo que o In-Ceram mostrou valores intermediários (352 MPa). Estes valores foram bem maiores que os apresentados pelas porcelanas feldspáticas (65 MPa).

Em 1996, KAMPOSITORA et al.³⁸, realizaram estudo com elemento finito bi-dimensional para avaliar a concentração de estresse em próteses fixas posteriores de porcelana pura (Dicor e In-Ceram), tendo como controle próteses confeccionadas com liga de ouro tipo III. Foram utilizados conectores com alturas de 3,0 mm e 4,0 mm. Um programa de computador construiu em 2-D modelos de próteses fixas posteriores para a reposição de segundo pré-molar inferior, com a força de 10 MPa dirigida diretamente e verticalmente nas pontas das cúspides vestibulares dos dentes pilares e do pântico. Concluíram que em todos os modelos analisados o estresse concentrou-se na área da conexão, que o aumento da altura do conector reduziu dramaticamente os níveis de estresse e que o In-Ceram mostrou menores níveis de estresse que os outros materiais testados, sendo, por isso, o material mais indicado para a confecção deste tipo de prótese.

Em 1996, KELLY; NISHIMURA; CAMPBELL⁴⁰, afirmaram que a porcelana In-Ceram consiste de duas fases tri-dimensionais interpenetrantes; alumina (óxido de alumínio) e vidro. Uma dispersão de partículas de alumina

em água, chamada de cobertura (“slip”), é aplicada sobre o troquel de gesso especial. Esta cobertura de alumina é infiltrada com vidro de baixa viscosidade para produzir uma estrutura de porcelana com alta densidade e alta resistência. A substituição de óxido alumina por óxido de magnésio gera maior translucidez, porém diminui a resistência da estrutura. Os autores também afirmaram que o sistema IPS Empress praticamente eliminou a contração durante a queima porque neste material a alteração dimensional ocorre durante o resfriamento e pode ser controlada com um revestimento que apresente expansão apropriada. Descreveram o IPS Empress como uma porcelana de vidro com cristais de leucita que fortalecem o material sem perder a translucidez. Os autores afirmaram que a resistência demonstrada pelo In-Ceram é quatro vezes maior que a apresentada por outras porcelanas, e que as falhas clínicas se originam na conexão, freqüentemente na interface entre a infraestrutura e a porcelana de revestimento.

FRADEANI; BARDUCCI²⁷, em 1996, afirmaram que a incorporação de cristais de leucita na porcelana tem como objetivo reforçar o material prevenindo a propagação de micro-fraturas que poderiam se dissipar através da matriz de vidro do material. A porcelana IPS Empress apresenta resistência transversal à flexão de 215 MPa, devido à incorporação dos cristais de leucita, estando indicada para a confecção de coroas totais anteriores e posteriores, “inlays”, “onlays”, e facetas e apresentam excelente qualidade estética, excelente adaptação e propriedades funcionais favoráveis.

CHUNG; DUH¹⁸, em 1996, compararam as propriedades da porcelana DICOR com três porcelanas experimentais reforçadas por alumina e zircônia, indicadas para próteses parciais fixas. Os testes de três pontos para avaliar a resistência à flexão foram feitos seguindo-se a norma ISO 6872 onde os espécimens apresentavam dimensões de 20,00 mm X 5,0 mm X 2,0 mm. A distância entre os apoios laterais de cada espécimen foi padronizada em 15,00mm, sendo a força aplicada perpendicularmente a barra. A resistência flexional apresentada pelas porcelanas reforçadas por alumina foi estatisticamente maior que a apresentado Dicor.

Em informativo produzido pela IVOCLAR³⁶, em 1999, para técnicos dentais, a porcelana IPS Empress 2 é descrita como uma nova estrutura cerâmica de disilicato de lítio e cerâmica de estratificação de apatita que permite a confecção de próteses fixas de cerâmica pura de três elementos para as regiões anterior e posterior até segundo pré-molar. O material é apresentado sobre a forma de pastilhas e a estrutura translúcida é obtida através de um sistema de injeção deste material. A cimentação deve ser feita com cimentos resinosos e ionôméricos em função da situação clínica.

Em 1997, QUALTROUGH; PIDDOCK⁷⁷, afirmaram que embora houvesse necessidade de mais pesquisas “in vitro” e “in vivo”, deixaram claro a importância da evolução dos sistemas adesivos para sua utilização com as novas cerâmicas. Segundo os autores, a adesão através da utilização de

ácidos, adesivos e agentes silanos aumenta a resistência de união e diminui a possibilidade de infiltração marginal nas restaurações em cerâmica pura. O desenvolvimento de novos materiais mais resistentes e ecléticos como as cerâmicas e fibras com possibilidade de união química com o agente cimentante possibilitou a realização de preparos mais conservativos.

KERN; STRUB⁴⁷, em 1998, acompanharam clinicamente 15 próteses e 2 esplintagens, por um período mínimo de 2 anos e dois meses e máximo de 5 anos e 4 meses, confeccionadas com In-Ceram que receberam tratamento com Rocatec antes da cimentação com Panavia. Nas 15 próteses o pântico foi revestido por Vitadur N ou Vitadur Alpha. Com exceção de um paciente que não permitiu desgaste em seu dente, todos os dentes receberam pequenos preparos em esmalte através de desgaste lingual com 1,0 mm de largura e canaleta com 0,5 mm de profundidade na região do cíngulo. O objetivo dos preparos foi somente para obter assentamento e não retenção mecânica para as próteses. Os autores observaram que embora tenham ocorrido fraturas em quatro próteses, todas nas áreas de conexão, nenhuma delas se soltou dos dentes pilares, e afirmaram que próteses confeccionadas com In-Ceram podem ser indicadas com possibilidade de sucesso em longo prazo.

SORENSEN et al.⁸⁷, em 1998, avaliaram os resultados clínicos de 61 próteses fixas de três elementos confeccionadas em In-Ceram para

reposição de pré-molares e molares após um período de três anos. Todas as próteses apresentavam coroas totais como retentores e foram cimentadas com ionômero de vidro. A avaliação mostrou que nenhum paciente apresentou queixa de sensibilidade pós-operatória e que sete próteses fraturaram nas áreas dos conectores. Baseados nos resultados os autores afirmaram que o In-Ceram pode ser indicado com segurança para a confecção de próteses fixas adesivas somente na região anterior e que o cimento de ionômero de vidro pode ser utilizado na cimentação destas próteses com mínimos efeitos clínicos colaterais.

Segundo trabalho realizado por KAPPERT³⁹, em 1998, o Sistema IPS Empress 2 apresenta resistência à flexão que varia de 350 a 430 MPa, dependendo do teste aplicado e do tipo do corpo de prova utilizado. Em relação as porcelanas In-Ceram Alumina e In-Ceram Spinell, os valores obtidos em testes de flexão biaxial são inferiores aos da porcelana IPS Empress 2. O autor avaliou também a resistência a fratura de próteses fixas de três elementos submetidas à carga por compressão e observou que as confeccionadas com Empress 2 foram mais que três vezes mais resistente que o IPS Empress, e que depois de submetidas a cargas térmicas e mecânicas, o sistema Empress 2 mostrou valores superiores (700 N – 71 Kgf) aos apresentados pela porcelana In-Ceram (650 N – 66 Kgf). Segundo o autor, estes valores são superiores às forças que podem ocorrer em região posterior (300 N – 30 Kgf).

NEIVA et al.⁶⁴, em 1998, estudaram a resistência à fratura de três sistemas de porcelana pura, IPS Empress, In-Ceram e Procera All-Ceram. Um modelo mestre de aço foi confeccionado nas dimensões apropriadas de um preparo para coroa total de um pré-molar superior. Foram confeccionadas 10 restaurações para cada material, segundo as recomendações dos fabricantes, que foram jateadas internamente com micro-jato e limpas em ultra-som com água destilada, por 10 minutos. A cimentação foi realizada nos modelos mestres com Panavia Ex 21 com pressão digital. Após a cimentação as próteses foram armazenadas em ambiente com 100% de umidade, por 24 horas, antes de serem submetidas aos testes de compressão. Para o teste foi utilizada uma esfera de aço com 4,0 mm de diâmetro posicionada no centro da face oclusal e a máquina de ensaio regulada para uma velocidade de 0,05 mm/min. A porcelana IPS Empress mostrou a maior resistência á fratura (222Kgf) em relação ao In-Ceram (218 Kgf), e Procera AllCeram (194 Kgf), sem que houvesse diferenças significantes entre os três materiais.

HÖLAND³², em 1998, descreveu que o desenvolvimento da porcelana IPS Empress 2 deveu-se a necessidade de aumentar a resistência do IPS Empress para possibilitar sua indicação para a confecção de próteses fixas de três elementos. O desenvolvimento do IPS Empress 2 foi focado na possibilidade de processar o material em laboratório a uma temperatura inferior a 1200⁰C, criar um material com resistência à fratura superior a 250 MPa, translucidez similar a da estrutura dentária e possibilitar a utilização da técnica

de aplicação incremental da porcelana de revestimento. O Empress 2 é uma porcelana a base de disilicato de lítio ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) e que não guarda nenhuma semelhança com o IPS Empress. O autor mostrou que a resistência à fratura do Empress 2 (350 ± 50 MPa) é muito maior que a da porcelana IPS Empress (120 MPa).

HEINTZE³⁰, em 1998, indicou a porcelana IPS Empress 2 para a confecção de coroas totais e próteses fixas de três elementos para as regiões anterior e posterior até a região de primeiro pré-molar, sendo que o espaço do pântico não deve ser maior que 8,0 mm. Para a cimentação o autor chamou atenção para a necessidade da cimentação adesiva para aumento da resistência à fratura, indicando o ataque com ácido hidrofluorídrico das superfícies internas das restaurações durante 30 segundos.

Em 1999, a IVOCLAR¹⁹ apresentou documentação científica descrevendo o sistema IPS Empress 2 como sendo uma nova cerâmica para confecção de infraestruturas muito resistentes, indicando o material para confecção de próteses fixas nas regiões anterior e posterior até o 2º pré-molar, e para coroas totais em qualquer posição das arcadas. Esta, é uma cerâmica translúcida à base de disilicato de lítio que em sua fase cristalina (pastilha) apresenta cristais grandes de disilicato de lítio, medindo entre 0,5 μm e 5,0 μm e ortofosfato de lítio com cristais de 0,1 μm e 0,3 μm . O processo de injeção para confecção de coroas e próteses fixas dura entre 5 a 15 minutos e após a

remoção da prótese do revestimento, pode-se realizar ajustes externos e internos na prótese, mas sempre utilizando água para refrigeração para evitar o aparecimento de micro-fissuras. A aplicação da cerâmica de estratificação deve ser realizada a uma temperatura de 800⁰C, e para a cimentação é indicado que a superfície interna da infraestrutura seja condicionada com ácido fluorídrico por 20 segundos e posterior aplicação do silano (Monobond S). A cimentação deve ser feita com o cimento Variolink II.

SCHWEIGER et al.⁸⁰, em 1999, afirmaram que a porcelana IPS Empress reforçada por leucita vem sendo utilizada para a confecção de coroas totais para dentes anteriores, “inlays” e “onlays” devido a sua boa translucidez, resistência química à abrasão, porém não está indicada para a confecção de próteses fixas devido a sua baixa resistência flexional, que varia entre 120 MPa e 200 MPa. O desenvolvimento do sistema IPS Empress 2 objetivou principalmente conseguir que seu ponto de fusão ficasse abaixo de 1200⁰C, resistência a flexão acima de 250 MPa, alta resistência à fratura e química, translucidez similar ao dente natural, possibilidade de utilização da técnica de estratificação para a porcelana de revestimento, possibilidade de indicação para confecção de coroas totais para dentes posteriores e próteses fixas de 3 elementos. A cerâmica IPS Empress 2 não guarda nenhuma semelhança com o sistema Empress, sendo confeccionada a partir de disilicato de lítio, que foi primeiramente utilizada por Stookey, na década de 50. A cerâmica é produzida pela fundição de vidro que é pulverizado e cristalizado num processo de

sinterização sob calor (entre 1400⁰C e 1600⁰C) e pressão em forno apropriado. O óxido de sílica está presente entre 57 a 80% do seu peso total, enquanto o óxido de lítio apresenta-se entre 11 a 19% do peso, estando também presentes em menor concentração de peso óxidos de alumina, de zinco, de magnésio, dentre outros. A resistência dos cilindros de Empress 2 após a queima gira em torno de 350 ± 50 MPa, o que possibilita a sua indicação para confecção de próteses fixas de 3 elementos. A adesão ao cimento Variolink II desta porcelana é excelente e quando tratada com ácido hidrofúorídrico (IPS ceramic etching gel) por 20 segundos, e posteriormente silanizada (Monobond S) e condicionada com Heliobond, é maior que a apresentada pelas porcelanas aluminizadas e a base de óxido de zircônia.

POSPIECH et al.⁷³, em 1999, avaliou a resistência à fratura de 40 próteses fixas de três elementos sendo o pântico um pré-molar. As próteses foram confeccionadas com os sistemas Empress 2 e In-Ceram e cimentadas com Variolink 2 e Ketac-Cem. A força por compressão foi direcionada em 90⁰ em relação ao pântico e os resultados mostraram valores maiores, porém não significantes, para as próteses de Empress 2 cimentadas com os dois tipos de cimento.

Para definir as possibilidades de indicação do sistema IPS Empress 2, SORENSEN⁹², em 1999, relacionou todos os fatores que devem ser levados em consideração, para responder a seguinte pergunta: “Porque deixar a

segurança da metalo-cerâmica por uma restauração de porcelana pura?”. Em primeiro lugar a estética, visto que com essa porcelana é mais fácil obter opacidade, reflectividade e alto valor, além de maior translucidez e aparência natural que nas próteses metalocerâmicas. Segundo lugar sua resistência que gira em torno de 339 ± 20 MPa, obtida em testes de carga de 3 pontos com os corpos de prova armazenados em ar ou em água, o que é um fator importante, pois a presença de umidade reduz a resistência das cerâmicas devido a corrosão estática, o que não ocorre com o Empress 2. O autor avaliou clinicamente 60 próteses fixas adesivas a fim de verificar: o tamanho do conector, a geometria do preparo e fatores oclusais. Todas áreas de conexão das próteses apresentaram dimensões de 4,0 x 4,0 mm e foram cimentadas com cimento Variolink II. Nas próteses fixas confeccionadas com preparos “inlay” e “onlay”, não foram encontradas nenhuma fratura. Em função dos resultados obtidos o autor estabeleceu alguns critérios para as áreas da conexão e que dependendo da sua localização a altura ocluso-gengival deve ficar entre 4,0 a 5,0 mm para evitar fratura, sendo limitada pela posição do tecido gengival e pelo contato oclusal. A área do primeiro pré-molar foi indicada como limite posterior para a confecção destas próteses. A infraestrutura deve ter no mínimo 0,8mm de espessura para suportar a porcelana de revestimento, sendo que na região oclusal deve apresentar 1,0 mm. Em relação ao preparo, o término cervical deve ser em ombro ou o chanfrado profundo, desgaste axial de 1,0 mm e de 2,0 mm na incisal de dentes anteriores. Para os dentes posteriores deve se desgastar no mínimo 1,5mm a face oclusal, todos os

ângulos internos devem ser arredondados. Os preparos para “inlay” devem apresentar o istmo com o mínimo de 2,0 mm de largura e a caixa proximal na região de pré-molares deve ter 4,5 mm x 4,5 mm de dimensão. A seqüência de cimentação preconizada pelo autor determina inicialmente o condicionamento das superfícies internas com ácido fluorídrico (IPS Ceramic Etchin Gel) por 20 segundos, lavagem e secagem para aplicação do silano (Monobond-S) por 60 segundos e posterior aplicação de resina sem carga (Heliobond). As margens em esmalte devem ser condicionadas por 60 segundos com ácido fosfórico e posteriormente, o dente deve ser lavado e secado para a aplicação do agente adesivo (Syntac dentin adhesive – Vivadent) por 15 segundos e repetida 2 vezes. Após a manipulação do cimento Variolink II (Ivoclar), a restauração deve ser gentilmente posicionada sobre os dentes preparados e os excessos de cimento devem ser removidos com um pincel e com um fio dental nas regiões interproximais. Deve ser realizada uma fotopolimerização rápida para fixar a restauração em posição, e posteriormente polimerizar por 60 segundos por face. Após o término da polimerização, deixar a restauração sem carga por 10 minutos para permitir a total polimerização do cimento. Para a remoção de eventuais excessos fixados ao dente indicou a utilização de lâmina de bisturi nº 12, pois a utilização de brocas pode desgastar a porcelana, a raiz dentária e machucar o tecido gengival. Após avaliar e ajustar os contatos oclusais a restauração deve ser polida utilizando-se pontas de borracha apropriadas para este fim. O autor afirmou que a porcelana de disilicato de lítio não sofre corrosão estática promovida pela saliva diferentemente do que ocorre com

outras porcelanas odontológicas e que por esta razão pode ficar exposta ao meio bucal.

A porcelana IPS Empress 2 que está indicada para confecção de próteses fixas para reposição de dentes em áreas desdentadas de pequena extensão, possui excelente qualidade estética, é razoavelmente fácil de ser confeccionada e não geram desgaste nos dentes antagonistas, segundo afirmaram MITO; SORENSEN⁶¹, em 1999. A técnica de confecção é similar à técnica do Empress, porém, a porcelana de revestimento é diferente, pois é constituída de cristais de fluorapatita, que são estruturalmente parecidos com os cristais encontrados no corpo do dente natural. A seleção criteriosa do paciente é um passo importante na indicação deste tipo de material e a primeira condição a ser avaliada é a altura ocluso-gengival nas faces proximais dos dentes pilares para que o conector tenha dimensões corretas, e que segundo as recomendações do fabricante, devem ser de 16,00 mm² (4,0 mm x 4,0 mm). O preparo do dente pilar deve ter um mínimo de 1,0mm de redução na margem, 1,5 mm na axial, 2,0 mm na incisal e o término deve ser em ombro ou chanfrado. O processo de obtenção da infraestrutura é realizado através da técnica da cera perdida, a inclusão é realizada em revestimento apropriado e a fundição é feita em um forno especial. Após a desinclusão, remoção dos condutos de alimentação com discos diamantados, dá-se o acabamento com jatos com partículas de óxido de alumínio a 1 bar (14 psi) de pressão e limpa em ultra-som com água destilada. A aplicação da porcelana de revestimento

segue os procedimentos convencionais. Antes da cimentação, as superfícies internas devem receber a aplicação de ácido fluorídrico, por 20 segundos.

SORENSEN et al.⁹⁰, em 1999, realizou estudo e avaliação clínica de 60 próteses confeccionadas com IPS Empress 2, sendo que 41 apresentavam dentes pilares com preparos totais e 19 próteses com preparos parciais “inlay” e “onlay”. Trinta e sete próteses foram instaladas envolvendo pré-molares e molares. A avaliação foi realizada entre 2 a 15 meses após a cimentação, tendo sido registrados 2 descolamentos do material de revestimento e deslocamento de duas próteses (1 prótese anterior e 1 prótese posterior). Ocorreram 2 fraturas em outras duas próteses posteriores que apresentavam áreas de conexão com dimensões nitidamente inferiores a 4,0 X4,0 mm. Os autores mostraram que para a realização de próteses fixas de três elementos com sucesso, as margens devem ser maiores no sentido vestibulo-lingual e ocluso-gengival em relação às medidas mínimas da área de conexão para possibilitar ao técnico criar embrasuras com características ideais.

POSPIECH et al.⁷⁴, em 1999, avaliaram clinicamente 51 próteses fixas de três elementos confeccionadas com Empress 2 na região anterior e posterior, sendo que 23 com preparos para “onlays” e “inlays” foram cimentadas com cimento adesivo, e 28 com preparos totais foram cimentadas com cimento convencional. Todas as próteses foram confeccionadas de forma a obter áreas de conexão de 3,0 mm X 4,0 mm para a região anterior e de 4,0

mm X 4,0 mm para a região posterior. Foram ainda instaladas 50 coroas totais em molares e 26 em pré-molares fixadas com cimento de ionômero de vidro. A avaliação clínica foi realizada após 6 meses e 1 ano, levando-se em consideração a adaptação marginal, alteração de cor e surgimento de abrasões. Após um 1 ano foram observados 9 casos de fissuras na infraestrutura e a fratura de uma prótese posterior. Os autores concluíram que após um ano as próteses confeccionadas com IPS Empress 2 se constituíram em uma boa alternativa para substituir as próteses metalocerâmicas, devendo, entretanto, ser realizadas mais pesquisas longitudinais para confirmar estes dados.

A VITA⁹⁶ produziu em 1999 fascículo informativo à respeito da confecção de restaurações tipo “inlay” e “onlay” em In-Ceram, sendo que para o preparo a caixa oclusal deve ter um desgaste de 2,0mm em profundidade, 1,5mm de largura no istmo, caixa proximal com 2,0mm de altura e término cervical em ombro. O ângulo entre a parede lateral da caixa e a superfície proximal deve ser menor ou igual a 60⁰. Para a cimentação de coras e próteses fixas confeccionadas em In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia é indicado o cimento de fosfato de zinco e o cimento de ionômero de vidro para a cimentação de coroas Spinell, Alumina, e Zircônia, e próteses fixas de In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia. Para qualquer restauração confeccionada com In-Ceram, também é indicado o cimento Panavia 21 TC.

Neste mesmo ano, em um informativo sobre o In-Ceram Zircônia, a VITA⁹⁸ chama atenção para a relação que deve existir entre a área de conexão com a extensão do espaço desdentado, como é mostrado nas figuras abaixo: (Figuras 1.1, 1.2, 1.3, 1.4 e 1.5).

Figura 1.1 Distância A 6mm
Conexão: 3,0 X 3,0mm

Figura 1.2 Distância A 8mm
Conexão: 3,5 X 3,5mm

Figura 1.3 Distância A 10mm
Conexão: 4,0 X 4,0mm

Figura 1.4 Distância A 12mm
Conexão: 4,5 X 4,5mm

Figura 1.5 Distância A 14mm
Conexão: 5,0 X 5,0mm

OHYAMA; YOSHINARI; ODA⁶⁷, em 1999, avaliaram os efeitos da ciclagem mecânica na resistência flexional biaxial de discos confeccionados com In-Ceram e IPS Empress. Foram confeccionados discos com diâmetros aproximados de 11,75 mm para cada porcelana e divididos em dois grupos. Em um grupo a superfície foi polida, no outro grupo recebeu uma trinca para simular a origem da fratura. Para a ciclagem mecânica foi utilizada uma esfera com 1,5 mm de raio para evitar a formação desigual de estresse as cargas variaram de 4,9 N até a carga máxima, tendo sido realizados 100.000 ciclos, a 37°C. Os discos foram submetidos à carga biaxial em máquina de ensaio com esferas colocadas em sua face inferior, formando um apoio com 8,0 mm de diâmetro. Para a carga sobre os discos foi utilizado um cilindro com raio de 0,8

mm, tendo sido colocado entre os discos e o cilindro uma película de polietileno com 50 μ m de espessura. Realizados os testes e análise estatística, os autores concluíram que 20% a 30% dos discos polidos fraturaram entre 1000 e 100.000 ciclos de carga, indicando que as fraturas ocorreram por fadiga. A resistência flexional dos corpos de prova que fraturaram durante a ciclagem foi muito próxima dos valores apresentados pelos corpos de prova que não fraturaram durante a ciclagem. A resistência flexional dos corpos de prova que receberam trincas nas superfícies submetidas às cargas foi significativamente menor que a apresentada pelo outro grupo, para ambos os materiais. A ciclagem mecânica dos corpos de prova de alumina que receberam as trincas levou a fraturas por fadiga na maioria dos casos, enquanto os corpos de prova de IPS Empress sofreram uma redução drástica na resistência flexional. Embora a fratura por fadiga tenha ocorrido em todos os discos pré-trincados de In-Ceram, nenhum dos discos de IPS Empress pré-trincados apresentou fadiga.

EDELHOFF et al.²², em 1999, estudaram infraestruturas de próteses confeccionadas com IPS Empress 2 e chamaram atenção para a necessidade dos conectores apresentarem dimensões apropriadas, 12,0 mm² no mínimo na região anterior e de 16,00 a 20 mm², na região posterior, com uma altura mínima na conexão de 4,0 a 5,0 mm. Os autores descreveram a resistência flexional obtida em teste de três pontos de 350 $\pm$ 50 MPa e indicaram a cimentação adesiva sempre com isolamento absoluto, como preferencial na

cimentação, com as superfícies internas das restaurações sendo condicionadas com ácido fluorídrico a 5% durante 20 segundos.

GARBER et al.²⁹, em 2000, relataram que as primeiras porcelanas utilizadas em Odontologia foram as feldspáticas que apresentavam baixa resistência e pobre fidelidade marginal devido a dificuldade de controlar a contração de sinterização. Por esta razão, foram realizadas várias tentativas para aumentar a resistência destes materiais, com a incorporação de alumina ou leucita, pois sua tendência à fratura limitava sua indicação para determinados casos quando comparada com as indicações das restaurações metalocerâmicas. Na década de 80, segundo os autores, surgiram dois sistemas para confecção de coroas de porcelana pura, o Cerestore que era uma porcelana aluminizada e cuja infraestrutura era obtida sob pressão, não sofria contração e era recoberta por porcelana na técnica convencional. Este material demonstrou, entretanto, pouca resistência clínica principalmente em dentes posteriores. Outra porcelana descrita pelos autores foi o sistema Dicor que é uma porcelana à base de vidro de mica, onde a coroa era obtida a partir da técnica da cera perdida, o que simplificava o processo de confecção. Após a sinterização, a coroa recebia a pintura com corantes, porém a estética não era satisfatória. As coroas confeccionadas com Dicor apresentavam alto índice de fratura. Posteriormente, na década de 90, aparecem os sistemas Empress, In-Ceram e CAD/CAM. O sistema IPS Empress (porcelana reforçada por leucita) está indicado para confecção de coroas e “inlays” com uma técnica muito

parecida com a utilizada para obtenção do Dicor, utilizando, porém alta pressão e calor, o que reduz dramaticamente a contração na sinterização. A incorporação da leucita aumentou a resistência sem diminuir a translucidez. Em seguida surgiu o sistema Empress 2 com excelente qualidade estética e que possibilita a confecção de próteses de 3 elementos, desde que a área de conexão possua um mínimo de 4,0 mm². Estes sistemas apresentam ainda a vantagem de poderem receber tratamento com ataque ácido e posterior silanização, o que aumenta a resistência de união com a estrutura dentária, diminuindo a propagação das micro-fraturas internas na estrutura da prótese. O sistema In-Ceram possibilitou uma alternativa para a confecção de próteses de porcelana pura, através da técnica denominada “slip-casting” ou cobertura do troquel. Neste processo, a agregação de partículas de alumina é utilizada para a confecção da infraestrutura que posteriormente é infiltrada por vidro (vidro lantânio de baixa viscosidade), aumentando sua resistência. Quando o óxido de alumínio é substituído por magnésia (In-Ceram Spinell) é possível a confecção de coroa mais translúcida com melhor transmissão de luz, apresentando porém, menor resistência do que o In-Ceram tradicional. O acréscimo de óxido de zircônia aumenta a resistência deste material, possibilitando sua indicação para próteses de 3 elementos. Sua resistência é 4 vezes maior que a apresentada pelas porcelanas convencionais, além de apresentar excelente adaptação marginal. Outro sistema, que surgiu na década de 90, foi o Cerec, descrito como sistema CAD/CAM, que utiliza uma leitura óptica do preparo para produzir uma restauração a partir de bloco de porcelana

que é torneado. Uma variação deste sistema é o Celay (Mikrona Technologies) que utiliza uma técnica de réplica de trituração. Estes sistemas são mais resistentes que as porcelanas de revestimento, apresentando porém, limitações estéticas. O sistema Procera (Nobel Biocare) também utiliza uma plataforma CAD/CAM para produzir uma infraestrutura sinterizada de óxido de alumina. Um problema apresentado por este sistema é o alto grau de contração de sinterização e por esta razão, o preparo dental deve ter o término cervical em ombro arredondado ou chanfrado profundo e sem nenhuma retenção vertical. Os troquéis são escaneados para produzir uma imagem eletrônica que é então enviada para o laboratório via “modem”, onde a infraestrutura é confeccionada. Após sua confecção, a infraestrutura é revestida com porcelana da maneira tradicional. O processo de cimentação envolve o pré-condicionamento da estrutura interna com óxido de alumínio (50 μ m), a uma pressão de 80 psi e posterior silanização. Os autores afirmaram que nenhum cimento apresenta unanimidade em sua indicação, porém, o Panavia é o mais apropriado por produzir maior resistência a fratura que os demais cimentos.

As indicações e os guias clínicos para a confecção de restaurações utilizando porcelana de disilicato de lítio foram descritas, em 2000, por FRADEANI; BARDUCCI²⁸. Como a porcelana do sistema IPS Empress possibilita confeccionar somente coroas totais, facetas, “inlays” e “onlays”, em função de suas características mecânicas, foi desenvolvido uma nova porcelana (IPS Empress 2), com indicação para próteses fixas de três

elementos até a região de primeiro pré-molar. Esta nova porcelana apresenta como vantagens: alta qualidade estética, boas propriedades mecânicas e capacidade de adesão ao cimento Variolink II associado ao sistema adesivo Syntac. As restaurações são confeccionadas pela técnica da cera perdida e a fundição da porcelana ocorre por pressão e calor. O componente principal da infraestrutura é o disilicato de lítio ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$), cujos cristais são aumentados no vidro durante o processo de sinterização por calor-pressão, contribuindo para a excelente dureza e alta resistência à fratura. O coeficiente de expansão térmica é menor que o apresentado pelo Empress e por esta razão, foi criada uma nova porcelana de revestimento a base de fluorapatita, que após sinterizada sobre a infraestrutura cria cristais de apatita semelhantes aos da estrutura dental. A espessura da infraestrutura nunca deve ser menor que 0,8 mm, enquanto a espessura da porcelana de recobrimento não deve exceder 1,5mm. Os autores chamaram atenção para o fato de que apesar do fabricante indicar a cimentação pela técnica convencional, é altamente recomendada a cimentação com cimentos resinosos. As vantagens do sistema IPS Empress 2 foram enumeradas e discutidas pelos autores: em teste de carga de três pontos o sistema demonstrou resistência de 350 ± 50 MPa; tanto a porcelana de disilicato de lítio quanto a porcelana de revestimento apresentam desgaste similar ao dente natural e não apresentam alteração na resistência após uma semana de armazenamento em água. A relativa opacidade da cerâmica de disilicato de lítio permite o mascaramento de estruturas dentais com tons mais fracos de descoloração e o equilíbrio entre as características de cada material

possibilita excelente estética. Os autores sugerem que para aumentar a resistência dos conectores, as superfícies oclusal e lingual dos dentes posteriores devem ser confeccionadas também com esta porcelana. Uma análise realizada “in vitro” e “in vivo” mostrou que em todos os casos as falhas ocorreram nos conectores, com a maioria se originando na interface infraestrutura / porcelana de revestimento; O sistema IPS Empress 2 está indicado para coroas totais anteriores e posteriores, facetas de cerâmica, “inlays” e “onlays” e próteses fixas de 3 elementos até primeiro pré-molar. As propriedades mecânicas deste material permitem a confecção de próteses de 3 elementos desde que o pântico não exceda 11,00 mm na região de canino e 9,0 mm na região posterior ao canino, sendo que as dimensões corretas dos conectores é de extrema importância e devem ser de 4,0 mm x 4mm na região anterior e de 5,0 mm de altura por 4,0 mm de largura na região posterior. A inserção da prótese deve ocorrer de forma passiva para reduzir o risco de estresse induzido sobre os conectores. A confecção de próteses fixas utilizando-se preparos “inlay” e “onlay” nos retentores é ainda experimental e estudos clínicos devem ser realizados para avaliar sua eficácia, sendo importante que as dimensões das caixas proximais possibilitem dimensões corretas dos conectores. O autor indica como contra-indicações para o uso do sistema IPS Empress 2 em pacientes com atividades parafuncionais, dentes com descoloração acentuada, casos com distância interoclusal reduzida, reposição de segundo pré-molar e molares, dentes pilares severamente

inclinados, próteses fixas com cantilever e dentes pilares que apresentem mobilidade excessiva.

Em 2000, McLAREN; WHITE⁶⁰, apresentaram as indicações clínicas e os roteiros clínicos e laboratoriais para confecção de coroas e próteses fixas confeccionadas em In-Ceram. A estratégia de confecção de uma porcelana com componente estrutural reforçado foi utilizada no desenvolvimento desta porcelana, formando uma malha contínua capaz de parar o crescimento de fendas, onde a infraestrutura é confeccionada através da cobertura com uma malha de alumina seguida de sinterização controlada, que permite a união de todos os componentes de reforço sem contração ou distorção. Em seguida todos os espaços da infraestrutura são infiltrados por vidro de baixa viscosidade de lantânio a alta temperatura o que confere grande resistência. A Zircônia foi introduzida para fortalecer ainda mais a infraestrutura e por isso esta porcelana está indicada para confecção de coroas e próteses fixas na região posterior. A infraestrutura de In-Ceram alumina consiste em 99,9% de alumina que é sinterizada a 1100⁰C, e posteriormente infiltrada com vidro de lantânio, o que resulta numa fase composta de cerâmica contendo 85% de alumina e somente 15% de vidro. A dureza flexional em torno de 600 a 800 MPa aumenta a resistência à fratura e à fadiga e estão comprovadas na literatura. A resistência à fratura é importante por impedir a propagação de trincas na porcelana. O preparo dental para próteses fixas requer redução axial de mínimo de no mínimo 1,0 mm, sendo necessário 1,5 mm ou mais em áreas

estéticas. O término cervical deve ser em ombro com espessura de 1,0 mm e a redução oclusal deve ser de no mínimo 1,5 mm. Em casos onde esteja indicado preparo parcial para prótese adesiva é necessário uma caixa proximal voltada para o espaço protético para permitir espaço para a infraestrutura na região. Todos os ângulos internos devem ser arredondados para minimizar a concentração de estresse. Avaliação dos efeitos da porcelana de cobertura na resistência da prótese demonstra somente uma mínima queda da resistência se a infraestrutura apresentar 1,0 mm de espessura. Se a infraestrutura for confeccionada com 0,5 mm a resistência cai dramaticamente. Portanto, a espessura da infraestrutura deve ser a maior possível para aumentar sua resistência. Os conectores devem ter pelo menos 4,0 mm de altura e mínimo de 1,0 mm de largura. Para a cimentação estão indicados os cimentos convencionais (fosfato de zinco e ionômero de vidro), pois o ácido fluorídrico e o agente silano não aumentam a adesão de cimentos resinosos com esta porcelana. O jateamento de óxido de alumínio com partículas de 50 µm, por 10 segundos a 50 psi de pressão, deve ser o tratamento superficial indicado. Podem também ser utilizados os cimentos Variolink II ou Panavia 21TC.

McLAREN; WHITE⁵⁹, em 2000, realizaram um estudo prospectivo para avaliar a longevidade de coroas de In-Ceram confeccionadas em clínica particular, desde a introdução do sistema em 1990 até 1997. Foram avaliadas 408 coroas em 107 pacientes em um período de 1 a 86 meses e que foram confeccionadas por um único protesista. Os pacientes foram avaliados a cada

6 meses. Os autores encontraram baixa porcentagem de falhas, aproximadamente 1,35 ao ano e que estavam associadas a fraturas da infraestrutura (0,6% por ano), da porcelana (0,3% ao ano) e descimentação (0,3% ao ano). As falhas em pré-molares foram mais comuns que nos dentes anteriores, não havendo, porém diferença estatisticamente significativa entre estes achados.

ITINOCHE et al.³⁷, em 2000, relataram que o sistema In-Ceram oferece a possibilidade de restabelecimento da função com harmonia do sorriso, por ser um material totalmente estético. As restaurações totalmente cerâmicas apresentam algumas vantagens sobre os sistemas que necessitam da infraestrutura metálica: como a otimização da estética pela transmissão da luz, menor condutibilidade térmica em relação ao metal, minimizando respostas pulpares indesejáveis, melhor diagnóstico radiográfico por serem radiolúcidos, menor risco ao paciente por apresentarem propriedades inertes, possibilitam melhor contorno das margens e apresentam menor risco de danos periodontais devido à redução de placa na superfície da porcelana em comparação à existente na junção metal-opaco-porcelana.

Segundo BOTTINO et al.⁹, em 2000, o sistema In-Ceram Alumina possui grande quantidade de partículas de alumina com diâmetro entre 0,5 e 3,5 μ m e por isso apresenta uma contração de sinterização de 0,3%, que possibilita uma microestrutura organizada e que o tamanho das partículas, o

baixo índice de contração e a facilidade da técnica permitem a obtenção de uma fidelidade marginal ideal. Por apresentar uma resistência flexional entre 300 e 600 MPa, é indicado para a confecção de próteses fixas de três elementos na região posterior, onde o 1º molar seja o pântico mas que apresente extensão máxima de 7,0 a 8,0 mm. A infraestrutura deste sistema é obtida através da mistura de óxido de zircônia e óxido de alumina (67%), o que aumenta a resistência flexional e a resistência do material à propagação de trincas. Para a cimentação não está indicado o condicionamento com ácido fluorídrico devido à mínima fase vítrea apresentada por este material. Segundo os autores, os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro podem ser empregados na cimentação dessas próteses. A porcelana IPS Empress 2 é descrita como uma cerâmica vítrea prensada composta de partículas de disilicato de lítio (60% do volume) com 0,5 a 5,0 μ m de diâmetro, e uma segunda fase composta de ortofosfato de lítio com pequena quantidade de partículas medindo entre 0,1 a 0,3 μ m de diâmetro. A resistência flexional deste material após a prensagem fica entre 300 e 400 MPa, suportando em testes experimentais cargas de 800 a 1200 N. Para cimentação final, é indicado o cimento resinoso ou de ionômero de vidro híbrido, após condicionamento ácido da porcelana com ácido hidrófluorídrico a 10% por 4 a 5 minutos e aplicação subsequente do agente de silanização (Monobond-S).

OH et al.⁶⁵, em 2000, compararam a resistência a flexão e a microestrutura de próteses confeccionadas com IPS Empress 2 através do

teste de carga de três pontos, empregando diferentes tratamentos superficiais: grupo 1 - material como recebido do fabricante; grupo 2 – material que recebeu a queima sobre pressão; grupo 3 – material que recebeu a queima sobre pressão e que sofreu queima inicial simulada; grupo 4 – material que sofreu queima sobre pressão e queima total simulada para uma restauração final. Para os testes todos os corpos de prova foram padronizados com as seguintes dimensões: 2,0 mm x 4,0 mm x 14,00 mm. Os testes foram realizados a uma velocidade de 1,0 mm/min. com as barras apoiadas de forma a permitir um vão livre do corpo de prova de 10,00 mm de comprimento. Os resultados ($p = 0,001$) mostraram que a resistência à flexão da porcelana bruta em lingote e a porcelana após as queimas necessárias para a construção de uma prótese foram semelhantes e que não foram encontradas diferenças microscópicas marcantes entre os grupos avaliados.

CHU; FRANKEL; SMALES¹⁷, em 2000, compararam três métodos de redução de aspereza de superfície com a resistência de restaurações de porcelana confeccionadas com In-Ceram. Foram confeccionados 90 discos de In-Ceram revestidos com Vitadur Alpha, com 11,00 mm de diâmetro e 1,25 mm de espessura. Os discos foram divididos em três grupos de acordo com o tratamento de superfície realizado. No Grupo 1, os discos não receberam nenhum tratamento, no Grupo 2 os discos foram polidos com pastas e discos de borracha de silicone e no Grupo 3 os discos receberam um segundo glazeamento no forno. O teste de resistência flexional foi realizado em uma

máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5 mm/min., com auxílio de uma esfera de aço de 4,0mm em diâmetro, dirigida no centro do disco que foi apoiado em um anel com 8,0mm de diâmetro. Em cada grupo, a força foi dirigida na face revestida com Vitadur Alpha e na face interna de In-Ceram. Os resultados mostraram que um segundo glazeamento reduziu significativamente a aspereza de superfície, que a força dirigida na superfície do In-Ceram não alterou a resistência flexional, independente do tipo de tratamento de superfície e que a força aplicada sobre o material de revestimento mostrou que quanto menor o polimento maior a resistência à flexão.

TINSCHERT et al.⁹⁴, em 2000, avaliaram a resistência estrutural de porcelanas reforçadas por alumina (In-Ceram Alumina, Vitadur Alpha Core), à base de feldspato (Vitadur Alpha Dentin, Vita VMK 68), com leucita (IPS Empress), e à base de mica (Dicor) para verificar a hipótese de que as porcelanas manufaturadas industrialmente como o Cerec Mark II (porcelana feldspática) e Zircônia-TZP (cerâmica de zircônia parcialmente estabilizada) apresentavam maiores valores resistência à fratura e, portanto maior confiabilidade estrutural que as porcelanas processadas em laboratório. Foram confeccionadas trinta barras de cada material de acordo com as instruções de cada fabricante e utilizado o teste de resistência flexional de quatro pontos. Os resultados obtidos para cada porcelana foram os seguintes: Vitadur Alpha Dentin ($60,7 \pm 6,8$ Mpa), Dicor ($70,3 \pm 12,2$ Mpa), Vita VMK 68 ($82,7 \pm 10,0$ Mpa), IPS Empress ($83,9 \pm 11,3$ Mpa), Cerec Mark II ($86,3 \pm 4,3$ Mpa), Vitadur

Alpha Core ($131,0 \pm 9,5$ Mpa), In-Ceram Alumina ($429,3 \pm 87,2$ Mpa), e Zircônia TZP ($913,0 \pm 50,2$ Mpa). A análise estatística não mostrou diferenças significantes entre as porcelanas Vitadur Alpha Dentin, Dicor, Vita VMK 68, IPS Empress, e Cerek Mark II ($p > 0,05$). Os autores concluíram que as porcelanas preparadas industrialmente são mais confiáveis do ponto de vista estrutural para serem empregadas na odontologia.

Importante revisão da evolução das porcelanas dentais no século XX foi realizada por McLEAN⁵⁷, em 2001, que descreveu o desenvolvimento dos vários tipos de porcelanas disponíveis atualmente no mercado. O grande marco da estética na prótese começou com a possibilidade de união da porcelana com metal com o desenvolvimento da técnica metalocerâmica por Weinstein et al. em 1960. Segundo o autor, a partir de 1970, com o aparecimento das porcelanas reforçadas por cristais de alumina, que possibilitou que estes materiais apresentassem o dobro da resistência (180 MPA) quando comparado às porcelanas feldspáticas convencionais, foi possível confeccionar coroas “colarless”. O autor afirmou que as cerâmicas vítreas apareceram a partir de 1968 com Grossman e Adair e, a partir de 1973, surgiu o sistema Dicor (Dentsply). As porcelanas com alta concentração de alumina geralmente contêm 95% de óxido de alumina e como apresentam alta resistência (acima de 800 MPa) possibilitam a confecção de uma infraestrutura que após infiltrada com vidro pode receber a aplicação de porcelana de revestimento para prover a estética necessária. Estão indicadas para a

confeção de coroas e pequenas próteses fixas. Uma técnica conhecida como “slip-casting”, foi descrita por McLEAN⁵⁷, que consiste no preparo e aplicação de uma suspensão estável na superfície de um modelo de gesso poroso que absorve a fase líquida através das forças capilares, possibilitando a produção de uma estrutura com alta resistência. Esta técnica foi refinada por Sadoun, em 1989, o que permitiu a utilização de porcelana aluminizada na confecção de infraestruturas para coroas e próteses com excelente estética e sem comprometer a resistência, sendo comercializada com o nome de In-Ceram. Nesta técnica utiliza-se um pó de alumina sinterizada que recebe a injeção de vidro de baixa fusão de lantânio de sódio para produzir uma cerâmica composta de alta resistência (em torno de 630 MPa). A concentração de alumina é de 72%. Um sistema conhecido comercialmente como Procera All-Ceramic System utiliza porcelana com alta concentração de alumina e que apresenta alta resistência. As infraestruturas são confeccionadas através da compactação de pó de alumina em alta concentração ($\text{Al}_2\text{O}_3 > 99,9\%$) através de uma técnica de pressurização a seco em troquéis com dimensões maiores que os preparos dentais. O aumento dos troquéis é calculado em relação a contração de sinterização da porcelana. O sistema IPS Empress é uma porcelana que contém cristais de leucita com granulação de alguns micrômetros e as restaurações são confeccionadas através da técnica da cera perdida e queima pressurizada. A resistência da porcelana de revestimento do sistema gira em torno de 180 MPa. O autor afirmou que a resistência à fratura das restaurações de porcelana pura depende diretamente do suporte

proporcionado pelo preparo, da precisão de adaptação e da utilização de cimento resinoso em conjunto com a técnica do ataque ácido total, que favorece a redistribuição do estresse e redução de fraturas.

ZAWTA¹⁰², em 2001, relatando um caso clínico de prótese fixa livre de metal confeccionada com IPS Empress 2, afirmou que o sucesso da prótese dentária deve ser avaliado em relação a função, conforto, fonética e estética. Para os casos de prótese fixa na região anterior, o sistema Empress 2 oferece características de transmissão de luz comparáveis aos dentes naturais. O autor citou que as próteses fixas livres de metal estão indicadas para dentes pilares vitais e livres de cárie por possibilitarem um mínimo de invasividade. Para substituir os dentes na região anterior indicou três possibilidades terapêuticas: prótese fixa adesiva, prótese fixa sobre implante e prótese fixa convencional. Em relação a prótese sobre implante, afirmou que embora o prognóstico favorável seja de longa duração, porém, necessita de longo período e alto custo para sua execução, além de eventualmente exigir cirurgias de enxertos ósseos ou periodontais. As próteses fixas convencionais estão indicadas para os casos onde os dentes pilares apresentam cáries ou restaurações extensas ou nos casos onde os dentes já apresentam coroas totais. Para a confecção de próteses fixas em porcelana, o autor cita o sistema IPS Empress 2 que é uma porcelana com disilicato de lítio que possibilita uma resistência a flexão de 350 ± 50 MPa, que é 2 a 3 vezes maior que a porcelana do sistema IPS Empress, devido ao aumento do percentual de cristais (60%), que não compromete a

translucidez e por isso é usada na confecção de uma infraestrutura que será coberta com porcelana à base de fluorapatita. Os cristais de fluorapatita permitem o controle das propriedades ópticas, tais como translucidez, brilho e dispersão de luz da porcelana de revestimento, possibilitando a confecção de uma prótese fixa com características muito semelhantes aos dentes naturais.

FILSER et al.²⁶, em 2001, avaliaram a resistência de restaurações de porcelana pura confeccionadas pelo sistema DCM “direct ceramic machining” usando as porcelanas In-Ceram Alumina e IPS Empress 2 e Zircônia TZP. Foram confeccionadas 15 infraestruturas de próteses fixas de 3 elementos para a reposição de primeiro-molar. O corte das áreas de conexão foi de 6,9 mm², sendo a altura do pântico de 2,7 mm e a largura vestibulo-lingual de 2,6 mm. A espessura da base do conector foi sempre de 1,0 mm. Foi avaliada também a influência da porcelana de revestimento nas propriedades mecânicas das infraestruturas. Os dentes pilares foram confeccionados em aço, envolvidos por um plástico deformável com espessura de 0,75 mm, para simular o periodonto de sustentação. As infraestruturas de zircônia (In-Ceram) foram confeccionadas a partir da usinagem de blocos pré-fabricados de policristais tetragonais de zircônia (TZP), que posteriormente foram sinterizados por duas horas, a 1500⁰C. No passo seguinte as infraestruturas foram infiltradas com vidro de lantânio e revestidas com a porcelana Vitadur Alpha. As infraestruturas de IPS Empress 2 foram confeccionadas a partir de lingotes pré-fabricados, seguindo as recomendações do fabricante. Os testes

de carga foram realizados de forma a reproduzir as condições que ocorrem na boca, com o objetivo de obter os modos de falhas similares aos achados na boca. A velocidade utilizada na máquina de ensaio durante o teste foi de 0,5mm/min. Para evitar contatos danosos entre o componente de carga da máquina e as infraestruturas foi colocado um disco de teflon na interface. Após os testes, os resultados mostraram uma resistência de 1192 N (121 Kgf) para as próteses confeccionadas com TZP, maior que a apresentada pelas próteses de In-Ceram Alumina (453 N – 46 Kgf) e de Empress 2 (558 N – 56 Kgf). As próteses confeccionadas com TZP que receberam o recobrimento de porcelana mostraram uma resistência de 1005 N (102 Kgf), maior que as próteses de In-Ceram revestidas com porcelana (672 N – 68 Kgf). Todas as próteses avaliadas apresentaram fraturas perpendiculares ao eixo mesio-distal e que se iniciavam na porção cervical dos conectores e se propagavam através dos pânticos. As próteses com dimensões da área de conexão (6,9 mm²) confeccionadas com TZP apresentaram excelente comportamento mecânico. Para a avaliação clínica foram instaladas próteses fixas com infraestrutura em TZP na região de molar que apresentavam pânticos com menos de 10,00 mm² de largura. No exame de reavaliação após um ano, foram avaliados danos nas infraestruturas ou nas porcelanas de revestimento e consultas para avaliações posteriores foram marcadas. Nenhuma das 22 próteses avaliadas apresentou qualquer problema. Os autores afirmaram que para estender a indicação de próteses de porcelana pura para a região posterior é necessário avaliar seu comportamento baseado nos requisitos necessários desta região. A carga

mastigatória varia de 5 Kgf a 25 Kgf em condições normais de mastigação e de 50 Kgf a 90 Kgf em casos de parafunção. Cargas máximas de 90 Kgf provavelmente causariam falha em 99% das próteses de In-Ceram Alumina, 94% de falha nas próteses de IPS Empress 2 e somente 4% nas próteses reforçadas por TZP. A possibilidade de aumento da área de conexão reduziria o estresse e conseqüentemente a possibilidade de falha do sistema cerâmico, sendo recomendável uma área de conexão de 12,00 mm² na região anterior (3,0 mm X 4,0 mm) e de 20,00 mm² na região posterior (5,0 mm X 4,0 mm). A necessidade destes valores limita as indicações além de possibilitar uma estética insatisfatória.

ÖZCAN; ALKUMRU; GEMALMAZ⁶⁸, em 2001, avaliaram o efeito de três tratamentos de superfície da porcelana In-Ceram na resistência adesiva com quatro cimentos, três a base de BIS-GMA (Panavia 21, Variolink e Sonocem) e um compomérico (Dyract Cem). Os tratamentos superficiais foram os seguintes: 1 – ataque ácido por 90 segundos com ácido hidrofluorídrico a 5%; 2 – jateamento com óxido de alumínio (partículas de 110 µm); 3 – tratamento triboquímico com cobertura de sílica (Rocatec). Relataram a importância que este sistema usado na confecção de próteses totalmente em cerâmica deve apresentar resistência mecânica suficiente para resistir às forças oclusais, excelente estética e propriedades biológicas desejáveis. O sistema In-Ceram, segundo os autores, apresenta estas propriedades, podendo ser utilizado na confecção de próteses fixas de três elementos,

havendo, porém, necessidade de uma forte e estável adesão com o cimento, pois, a cimentação dessas restaurações com cimentos convencionais tem mostrado resultados inferiores se comparadas as cimentadas com cimento resinoso. Os autores encontraram diferenças significantes entre os grupos ($p > .01$), sendo os maiores valores obtidos com o tratamento triboquímico para os quatro cimentos utilizados. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os cimentos resinosos, mas que foram superiores ao Dyract Cem.

TINSCHERT et al.⁹⁵, em 2001, avaliaram a resistência à fratura de próteses fixas de três elementos confeccionadas com In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia, Dc-Zirkon, que foram torneadas e com IPS Empress 2, que foram obtidas pela técnica de calor e pressão, como indicado pelo fabricante. O modelo padrão foi confeccionado em Ni-Cr a partir de um modelo, onde os dentes pilares receberam preparos padronizados com terminação cervical em chanfrado, simulando uma prótese fixa para reposição do primeiro molar inferior. As próteses foram confeccionadas de forma a apresentarem áreas de conexão com 4,0 mm de altura, e cimentadas com fosfato de zinco. A carga foi aplicada na superfície oclusal do pântico através de uma ponta numa velocidade de 0,5 mm/min. até que ocorresse a fratura da prótese. Os resultados mostraram diferença estatisticamente significante entre a resistência à fratura dos materiais testados, com as próteses confeccionadas em zircônia apresentando resistência de até três vezes maior que os valores apresentados

pelas outras duas cerâmicas. As próteses que receberam revestimento com porcelana estética apresentaram maior resistência que aquelas que não foram revestidas. As fraturas se iniciaram no ponto da carga e se dissiparam através do pântico até a região inferior da área de conexão.

ROULET; JANDA⁷⁹, em 2001, relataram que existem várias porcelanas suficientemente resistentes para serem utilizadas em restaurações e próteses fixas na região posterior, sendo que o material mais resistente apresenta óxido de zircônia tetragonal estabilizada por yttrium com resistência flexional de 1000 MPa, seguida do In-Ceram Zircônia com 516 MPa.

VON STEYERN; JÖNSSON; NILNER⁹⁹, em 2001, realizaram avaliação de 5 anos de 20 próteses fixas de três elementos, confeccionadas em In-Ceram e instaladas na região posterior de dezoito pacientes. Onze próteses foram instaladas para a reposição de pré-molares e nove para reposição de molares. A avaliação inicial foi realizada após seis meses da instalação e a cada ano subsequente. Dezoito próteses permaneceram instaladas após cinco anos, sem presença de cárie ou problemas periodontais e duas próteses, uma superior e outra inferior, apresentaram fraturas na região entre o conector e o pilar distal. Os autores concluíram que a técnica de confecção de próteses fixas de três elementos na região posterior com o In-Ceram é uma alternativa aceitável de tratamento.

LANG et al.⁵⁰, em 2001, estudaram a validade da utilização da análise de elemento finito na pesquisa de cerâmicas odontológicas. Os autores compararam os resultados dos testes realizados em computador com testes mecânicos de resistência à fratura realizadas em oito barras com dimensões de 5,0 mm (largura) X 20,00 mm (comprimento) X 1,0 mm (altura). Os autores concluíram que nenhum método para avaliar a resistência das porcelanas é seguro, mas que quando ambos os testes forem utilizados os dados obtidos serão mais confiáveis.

Utilizando elemento finito bi-dimensional com estimulação de carga na superfície e na interface de próteses fixas posteriores de três elementos com preparos parciais e confeccionadas com 6 materiais diferentes, MAGNE et al.⁵⁴, em 2002, investigaram a influência de três tipos de preparos (caixa interproximal, MO-DO e MOD-MOD) na distribuição de estresse no complexo dente / restauração. Foram utilizados os seguintes materiais: Targis/Vectris, Empress 2, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia, Creation (porcelana feldspática), liga de ouro Olympia. Após a aplicação de carga de 50 N sobre os pânticos, foi possível concluir que todos os materiais e desenhos de preparo exibiram um padrão de estresse similar, com uma área de compressão definida na face oclusal do pântico, uma zona de tensão na porção gengival do pântico e picos de tensão de estresse nas áreas de conexão pilar/pântico. O compósito exibiu menor tensão de estresse na área de conexão do que as cerâmicas e o ouro, além de melhor transferência de estresse. O conjunto compósito/fibra de

reforço apresentou uma combinação de resiliência (compósito) que previne o desenvolvimento de estresse na interface adesiva, enquanto o reforço (fibra) pode proteger o pântico de esforço excessivo, resultando na capacidade da restauração apresentar alta resistência.

OH; ANUSAVICE⁶⁶, em 2002, estudaram o efeito de quatro desenhos da área de conexão na resistência à fratura de próteses fixas de três elementos com infraestruturas confeccionadas com uma porcelana experimental à base de disilicato de lítio. Os desenhos dos conectores variaram de acordo com o raio da área de conexão nas embrasuras cervical e oclusal. (Figura 1.6)

Figura 1.6: Ilustração esquemática do raio de curvatura da área de embrasura.

Os raios foram de 0,90 mm e 0,25 mm possibilitando a formação de 4 grupos. Grupo 1: embrasuras oclusal e cervical com 0,90 mm; Grupo 2: embrasura oclusal com 0,90 mm e embrasura cervical com 0,25 mm; Grupo 3: embrasura oclusal com 0,25 mm e embrasura cervical com 0,90 mm; Grupo 4: embrasuras oclusal e cervical com 0,25 mm. Foram projetadas e

confeccionadas 10 próteses para cada grupo para simular a reposição do primeiro molar inferior direito, tendo os pilares recebidos preparados para coroa total com término cervical em ombro arredondado. Foi utilizado um enceramento para padronizar as dimensões de todas as próteses. As próteses foram cimentadas com Variolink II após jateamento das superfícies internas com óxido de alumínio de 50 μ m e ataque com ácido hidrófluorídrico a 5%, por 15 segundos. Após a cimentação, as próteses foram armazenadas por uma semana em água deionizada a 37°C e os testes de resistência à fratura foram realizados em máquina de ensaio, a uma velocidade de 0,5 mm/min. através de uma esfera de aço com 14,30 mm de diâmetro conectada a célula de carga e dirigida para o centro do pântico. Os resultados mostraram que as próteses dos Grupos 1 (96,15 $\pm$ 15,29 Kgf) e 3 (96,25 $\pm$ 14,68 Kgf) apresentaram maiores valores de resistência à fratura. As próteses dos Grupos 2 (76,06 $\pm$ 10,80 Kgf) e 4 (68,62 $\pm$ 5,60 Kgf) apresentaram menor resistência sendo estatisticamente significativa para p ,0001. Os autores concluíram que a resistência à fratura das próteses foi influenciada pelo desenho da embrasura, sendo que o desenho da embrasura cervical afetou muito mais a resistência que a embrasura oclusal. O aumento do raio da embrasura cervical diminuiu em até 140% a resistência à fratura das próteses.

NAKAMURA et al.⁶², em 2002, realizaram estudo para avaliar o comportamento mecânico de 4 porcelanas: IPS Empress 2 para infraestrutura, porcelana IPS Empress 2 para cobertura, IPS Empress e Dicor. A resistência

mecânica foi avaliada através do teste de resistência flexional de 4 pontos em 10 corpos de prova de cada material em forma de barra, com as seguintes dimensões de 3,0 X 4,0 X 36,0 mm. A resistência diametral à tensão foi avaliada em 10 corpos de prova cilíndricos de cada material apresentando 5,0mm de diâmetro e 4,0 mm de espessura. Os autores avaliaram também a resistência à fratura por compressão de próteses fixas anteriores simulando a reposição de um incisivo central superior e que foram confeccionadas com as porcelanas IPS Empress 2, Empress e Dicor. As próteses foram cimentadas com Variolink II em pilares confeccionados em Ni-Cr. As áreas de conexão das próteses mediam 4,0mm de altura e 3,0mm de largura. A carga foi dirigida na face palatina do pântico, 45⁰ em relação ao longo eixo dos dentes pilares e distante 4,0mm da borda incisal. Os corpos de prova foram submetidos aos testes em máquina universal de ensaio a velocidade de 0,5mm/min. Para o teste de resistência mecânica de 4 pontos os resultados mostraram que a porcelana IPS Empress 2 apresentou o maior valor (329 MPa), sendo estatisticamente significativa ($p < 0,01$) em relação aos outros materiais: Dicor - 171 MPa, IPS Empress – 151 MPa, IPS Empress 2 para cobertura – 71 MPa. No teste de resistência diametral à tensão, o IPS Empress 2 também mostrou os maiores valores (271 MPa), seguindo do IPS Empress 2 para cobertura (91 MPa), IPS Empress (58 MPa) e Dicor (52 MPa), sendo estatisticamente significativa para $p < 0,01$. Para as próteses fixas os maiores valores de resistência à fratura foram obtidos com o IPS Empress 2 (1424 N – 145 Kgf), seguido do Empress (607 N – 61 Kgf) e do Dicor (490 N – 49 Kgf), com

diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$). Todas as próteses apresentaram fraturas nas áreas de conexão. Os autores chamaram atenção para o modo das fraturas que ocorrem muito mais por estresse de tensão que ocorre na região das conexões, do que por estresse por compressão na região onde a força está sendo exercida sobre o pântico, sendo por isso, muito importante que as dimensões das áreas de conexão sejam adequadas para possibilitar maior resistência ao material.

3 - PROPOSIÇÃO

3 - PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como objetivo comparar a resistência à fratura por compressão axial de infraestruturas de próteses fixas posteriores de 3 elementos (1º pré-molar a 1º molar), confeccionadas com as porcelanas In-Ceram Zircônia e IPS Empress 2 e cimentadas com cimento resinoso Variolink II e avaliar o modo de fratura.

4 – MATERIAL E MÉTODOS

4 - MATERIAL E MÉTODOS

4.1 – SELEÇÃO , PREPARO DOS DENTES E OBTENÇÃO DOS MODELOS

Nesta pesquisa foram utilizados 20 pré-molares e 20 molares superiores humanos hígidos e extraídos por razões ortodônticas ou periodontais, com dimensões médias semelhantes. Cada dente teve sua face proximal medida da crista marginal até a linha de junção cimento-esmalte, sendo que os dentes com menos de 5,0 mm de altura foram descartados. Depois de limpos com água e pedra-pomes, os dentes foram armazenados em solução de soro fisiológico com 0,1% de timol a temperatura ambiente.

Para minimizar a influência dos diferentes tamanhos dos dentes nos resultados finais, os dentes foram divididos aleatoriamente em 2 grupos com 10 pré-molares e 10 molares.

Para a fixação dos pares de dentes, foram confeccionados 20 blocos de resina autopolimerizável, medindo 15,00 mm de altura, 25,00 mm de largura e 42,00 mm de comprimento, obtidos a partir de uma matriz de aço e resina epóxi especialmente confeccionada para este fim. Esta matriz possui 2 partes, uma revestida internamente em resina epóxi onde era vertida a resina autopolimerizável e a outra com 2 pinos distanciados 8,0 mm entre eles para formarem os “alvéolos” para a fixação dos dentes e que também possuía outro pino convexo, posicionado entre os pinos laterais, para produzir uma área côncava no bloco de resina. A porção interna da matriz foi revestida em resina

epóxi para facilitar o isolamento e posterior remoção do bloco de resina. (Figura 4.1)

Figura 4.1: Vista da matriz.

Inicialmente foi fixado o pré-molar, mantendo-se uma distância de 2,0 mm da junção cimento-esmalte à base do bloco. Para a fixação do molar observou-se uma distância fixa de 8,00 mm entre sua face proximal mesial e a face proximal distal do pré-molar anteriormente fixado, com auxílio de um paquímetro digital (Harbin Measuring & Cutting Tool Works, China). Todos os corpos de prova foram mantidos num recipiente plástico, com água destilada a temperatura ambiente.

Para padronizar da melhor maneira possível as dimensões dos preparos, inicialmente foi realizado um preparo OD em um pré-molar, seguindo-se as orientações dos fabricantes dos materiais restauradores utilizados nesta pesquisa, ou seja, paredes axiais internas expulsivas, ângulos

internos arredondados, caixa oclusal com 2,0 mm de largura e 2,0 mm de profundidade, e caixa proximal com 4,0 mm de altura, 4,0 mm de largura e 4,0 mm de profundidade. (Figuras 4.2 e 4.3) Especial atenção foi dada no preparo da caixa proximal para possibilitar uma área de conexão com $16,00\text{mm}^2$.

Figura 4.2: Diagrama da vista oclusal do preparo

Figura 4.3: Diagrama da vista proximal do preparo

Os preparos foram confeccionados com brocas tronco-cônicas (8846KR.314.018) da Komet Brasseller que possuem base reta e ângulos externos arredondados.

Após a conclusão dos preparos, o dente foi isolado com vaselina líquida e obtido um padrão em resina Duralay (Reliance, USA), que foi fundido em liga de níquel-cromo e que foi utilizado para checar as dimensões de todos os preparos realizados, e assim, obter preparos com características as mais semelhantes possíveis. (Figuras 4.4 e 4.5)

Figura 4.4: Matriz em Ni-Cr para checar dimensões do preparo.

Figura 4.5: Aspecto final dos preparos

As moldagens foram obtidas com uma silicona de adição (President - Còltene - França) usando a técnica mista em um só tempo, com as pastas pesada e leve colocadas em uma moldeira perfurada parcial pré-fabricada. Os moldes foram vazados com gesso tipo IV (Herostone - Vigodent - Brasil), na proporção de 22ml de água para 100 g de pó espatulado manualmente. (Figura 4.6)

Figura 4.6: Modelo em gesso especial dos preparos

Os modelos numerados de 01 a 10 foram utilizados para confecção das infraestruturas em IPS Empress 2 em um laboratório credenciado pela Ivoclar (Laboratório Romanini - Londrina – Paraná – Brasil), e os modelos de 11 a 20 foram enviados ao laboratório Heckert (Salvador – Bahia – Brasil),

credenciado pela Vita, para a confecção de infraestruturas em In-Ceram Zircônia.

4.2 – OBTENÇÃO DAS INFRAESTRUTURAS

4.2.1 – EM IPS EMPRESS 2

Para permitir a confecção de infraestruturas com medidas as mais padronizadas possíveis, em um dos modelos em gesso foi confeccionado um padrão em resina Duralay para que as dimensões do pântico e áreas de conexões fossem padronizadas em todos corpos de prova. Tomou-se o cuidado em padronizar as áreas de conexão em 4,0 mm de altura e 4,0 mm de largura, para obter-se uma área mínima de 16,00 mm², como preconizado pelo fabricante da porcelana. (Figura 4.7)

Figura 4.7: Padrão de resina Duralay

Para duplicação do padrão de resina, inicialmente foi colocada silicona de adição President (Coltène) na região gengival do modelo de gesso e

sobre esta foi pressionado o padrão em Duralay para a confecção da base inferior da matriz de silicone. (Figuras 4.8 e 4.9)

Figura 4.8: Padrão de Duralay posicionado sobre a silicone

Figura 4.9: Base cervical da matriz de silicone

Após vaselinar esta parte da matriz e com o padrão de resina em posição gengival foi construída sobre o conjunto a parte superior da matriz, também em silicone . Para permitir o escape da resina quando da confecção dos outros padrões a parte superior da matriz apresentava 3 orifícios. (Figura 4.10)

Figura 4.10: Parte superior da matriz com as três perfurações

Após a aplicação da resina na parte inferior da matriz e com os preparos devidamente isolados, a parte superior da matriz era posicionada sobre o modelo e pressionada para permitir o escape do excesso de resina, e mantida em posição até a polimerização da resina. (Figura 4.11)

Figura 4.11: Aplicação de Duralay sobre os preparos e sobre a matriz de sílica

Assim foram obtidos todos os padrões em resina, que foram posteriormente adaptados individualmente sobre cada modelo em gesso. As técnicas de inclusão e fundição seguiram as recomendações do fabricante.

Após o resfriamento dos anéis, cada infraestrutura foi separada do revestimento e limpa com partículas de óxido de alumínio de 100 µm a 4 bars de pressão, para em seguida, ser levada ao aparelho de ultra-som em banho com ácido hidrofúorídrico a 2% (Invex – Ivoclar), durante 10 minutos. A separação dos “sprues” foi realizada com disco diamantado sempre com irrigação com água, e em seguida, a infraestrutura foi adaptada no respectivo troquel.

Após todos os ajustes as infraestruturas foram jateadas com partículas de óxido de alumínio a 1 bar de pressão e lavadas com água destilada em ultra-som.

4.2.2 - EM IN-CERAM

Para padronizar as dimensões das infraestruturas, inicialmente foi confeccionado um enceramento em um dos modelos de gesso e que foi duplicado em sílica para a obtenção de uma matriz, em cujo molde era vazada a suspensão da porcelana aluminizada (Al_2O_3). (Figura 4.13)

Os modelos em gesso foram duplicados em um gesso especial do próprio sistema para permitir a sinterização da mistura de óxido de alumina. Previamente à esta duplicação foi aplicado sobre os troqueis o espaçador

também do sistema, 1,0 mm aquém do término cervical. A partir destes troquéis, as infraestruturas foram confeccionadas seguindo o protocolo do fabricante. (Figuras 4.12 e 4.13)

Figura 4.12: Mistura de porcelana aluminizada sendo vazada na matriz de sílica

Figura 4.13: Troquel duplicado em gesso especial - Vita In-Ceram

4.3 - CIMENTAÇÃO

Após a adaptação das infraestruturas nos troquéis, as mesmas foram adaptadas nos dentes preparados, utilizando-se para isto um líquido evidenciador de contato (Arti-Spray BK 286 – Bausch - USA), para obter uma adaptação a mais passiva possível. Nesta fase, todas as áreas de conexão foram medidas com paquímetro digital.

O tratamento das paredes dos preparos foi o mesmo para os dois grupos de materiais e consistiu de condicionamento ácido com gel de ácido fosfórico a 37% (Total Etch, Vivadent, Schan) por 30 segundos em esmalte e 15 segundos em dentina, lavadas e secadas com jatos de ar, tomando-se o cuidado para não ressecar a dentina. Em seguida foi aplicado o adesivo de esmalte e dentina do sistema Variolink II (Syntac Adhesive-Vivadent).

As superfícies internas das “inlays” das infraestruturas em Empress 2 foram condicionadas com ácido fluorídrico a 10% (Dentsply - Brasil) durante 20 segundos, seguindo-se as instruções do fabricante da porcelana e do cimento. Em seguida, as “inlays” foram então silanizadas com duas camadas de Monobond S (Vivadent-Schan).

Já as infraestruturas de In-Ceram receberam jateamento com partículas de óxido de alumínio de 25,0 μ m, seguido-se as instruções do fabricante.

Todas as infraestruturas foram cimentadas com o cimento Variolink II (Vivadent-Schan), cujas pastas base e catalisadora foram proporcionadas

igualmente e espatuladas por 20 segundos até sua completa homogeneização. (Figura 4.14)

Figura 4.14: Cimento Variolink II

O cimento foi aplicado em toda superfície interna das “inlays” que assentadas nos dentes preparados, foram mantidas em posição através de uma carga estática de k kg durante 10 minutos. Os excessos foram removidos com uma sonda exploradora nº 5 e as margens foram protegidas com gel (Liquid Strip - Vivadent) para que o contato do agente cimentante com oxigênio não inibisse a polimerização superficial do cimento.

A fotopolimerização foi feita com o fotopolimerizador Gnatus Optlight 600 (Gnatus-Brasil), previamente mensurado para manter 450 mW/cm² de comprimento de onda. A polimerização foi realizada, inicialmente, com a aplicação do feixe de luz 30 por segundos nas faces vestibular e lingual, de

cada dente pilar. Para a fotopolimerização final foi aplicado o feixe de luz por 60 segundos nas faces vestibular, lingual e oclusal.

Os corpos de prova após a cimentação foram mantidos imersos em água destilada a 37°C, por uma semana antes de serem submetidos aos testes de resistência. (Figuras 4.15)

Figura 4.15: Infraestrutura de In-Ceram após cimentação

4.4 – TESTES DE RESISTÊNCIA À FRATURA

Os testes de resistência à fratura por compressão axial foram realizados em máquina de ensaio EMIC DL 2000 (Curitiba – Paraná – Brasil), onde foi acoplada uma célula de carga de 500 kg, regulada numa velocidade de 0,5mm/min., sendo que a transmissão da força foi feita por intermédio de uma ponta de aço com 2,0mm de diâmetro que entrava em contato com o centro do pântico. Para que este contato fosse o mais uniforme possível foram realizados ajustes com um evidenciador de contato (Arti-Spray BK 286 – Bausch - USA). As forças necessárias para fraturar as infraestruturas foram registradas e os resultados analisados. (Figura 4.16)

Figura 4.16: Ponta em aço direcionada para o centro do pântico

4.5 – ANÁLISE DOS MODOS DE FRATURA

Após a realização dos testes foi registrada a localização das fraturas nas infraestruturas e/ou nos dentes.

5 - RESULTADOS

5 - RESULTADOS

Os valores individuais de resistência à fratura, as médias e os desvios padrão dos grupos restaurados com IPS Empress 2 e In-Ceram, bem como as áreas das conexões estão apresentados nas tabelas 5.1 e 5.2.

Tabela 5.1 – Valores individuais de resistência à fratura (Kgf), áreas das conexões mesial e distal (mm²), médias e desvio padrão dos grupos restaurados com IPS Empress 2.

CORPO DE PROVA	CARGA MÁXIMA (Kgf)	CONEXÃO MESIAL (mm²)	CONEXÃO DISTAL (mm²)
01	77,52	15,753*	22,564
02	88,53	22,134	18,987*
03	62,67	18,130	15,557*
04	105,30	18,716	14,036*
05	70,34	18,475	18,242*
06	94,79	17,917	19,466*
07	95,43	16,687	22,481*
08	105,30	18,868*	16,932
09	87,75	13,487	13,003*
10	79,23	13,450*	18,550
MÉDIA	86,68	17,361	17,981
DESVIO	14,23	2,632	3,200
PADRÃO			

* Localização da fratura

Tabela 5.2 – Valores individuais de resistência à fratura (Kgf), áreas das conexões mesial e distal (mm²), médias e desvio padrão dos grupos restaurados com In-Ceram.

CORPO DE PROVA	CARGA MÁXIMA (Kgf)	CONEXÃO MESIAL (mm²)	CONEXÃO DISTAL (mm²)
01	45,83	17,453*	16,039
02	62,67	18,877	16,173*
03	100,40	16,092	14,658
04	101,68	13,218	16,422*
05	57,63	15,995	12,874*
06	47,54	15,916	15,549*
07	73,47	19,502*	18,870
08	55,07	13,436*	18,804
09	72,12	19,747*	23,710
10	62,32	19,350	18,993*
MÉDIA	67,87	16,958	17,209
DESVIO PADRÃO	19,65	2,427	3,015

* Localização da fratura

O teste estatístico T de Student com um nível de significância de $p = 0,025$, detectou diferença estatisticamente significativa entre os dois materiais restauradores. (Tabela 5.3)

Tabela 5.3. Valores das médias da resistência à fratura e desvio padrão dos materiais e resultados do Teste T de Student

IPS EMPRESS		IN-CERAM		<i>t</i>	<i>p</i>
x	dp	x	dp		
86,68	14,23	67,87	19,65	2,452	0,025*

(*) diferença estatisticamente significativa.

Para avaliar uma possível relação entre as áreas das conexões mesial e distal com os resultados de resistência à fratura, foi realizado o teste de correlação que demonstrou não haver correlação entre estes fatores. (Tabelas 5.4 e 5.5)

Tabela 5.4. Valores do Teste de Correlação entre áreas e forças de fratura do IPS Empress 2.

CORRELAÇÃO	<i>r</i>	<i>p</i>
Conexão mesial	0,1892*	0,601
Conexão distal	-0,0910*	0,803

(*) não houve correlação.

Tabela 5.5. Valores do Teste de Correlação entre áreas e forças de fratura do In-Ceram.

CORRELAÇÃO	<i>r</i>	<i>p</i>
Conexão mesial	-0,2016*	0,577
Conexão distal	0,0119*	0,974

(*) não houve correlação.

Em relação ao modo de fratura foi verificado através de análise visual das infraestruturas que todos os corpos de prova em IPS Empress 2 fraturaram obliquamente entre a área de conexão e a face inferior do pôntico, o mesmo

ocorreu com seis infraestruturas em In-Ceram Zircôna. Três infraestruturas em In-Ceram apresentaram fratura vertical na região da conexão, enquanto a outra fraturou-se no pântico.

6 - DISCUSSÃO

6 - DISCUSSÃO

Próteses parciais fixas confeccionadas em porcelana pura com In-Ceram ou IPS Empress 2 estão indicadas para as regiões anterior e posterior até o 2º pré-molar, desde que os critérios de indicação sejam respeitados e o desenho da prótese siga os parâmetros estabelecidos pelos fabricantes dos materiais e confirmados pelas pesquisas disponíveis na literatura^{7, 21, 26, 28, 38, 41-43, 45-47, 70, 72, 76, 87, 90, 95, 97, 98}. Estes cuidados são importantes para que os valores de resistência destes materiais sejam capazes de resistir às forças mastigatórias^{14, 26, 39, 71, 82}.

O teste que normalmente é utilizado para avaliar a resistência a fatura por compressão é o teste de carga de 3 pontos^{1, 5, 18, 20, 22, 28, 39, 64-66, 73, 75, 78, 81, 83, 101}, onde o corpo de prova de forma retangular é apoiado em suas extremidades com a força incidindo em sua porção central, podendo ainda ser utilizado avaliações através de análise com elemento finito em 2-D (MAGNE et al.⁵⁴, 2002) ou em 3-D (POSPIECH et al.⁷⁰, 1994, POSPIECH et al.⁷¹, 1996). Segundo LANG et al.⁵⁰ (2001), sempre que possível deve-se utilizar estes dois testes para possibilitar uma análise comparativa mais precisa dos resultados.

A prótese parcial fixa quando é submetida a ação de uma força na superfície oclusal do pêntico também simula o teste dos 3 pontos, embora esteja fixada nos dentes preparados pela ação do agente cimentante. A força aplicada no pêntico causa tensão por compressão na região oclusal e tensão por tração em sua porção inferior do pêntico que é dissipada para os retentores e dentes pilares através das áreas de conexão^{4, 23, 54, 62, 65}. A porcelana por ser

um material friável sempre estará sujeita à fratura, especialmente pela ação das forças de tração.

Os resultados deste trabalho mostraram que as infraestruturas confeccionadas com IPS Empress 2 apresentaram valores médios (86,98 Kgf) superiores aos obtidos com In-Ceram (67,87 Kgf) e com diferença estatisticamente significativa ($p = 0,025$). Ao considerar-se que nenhuma prótese se soltou dos dentes pilares, que nenhuma fratura ocorreu nos dentes e cúspides, que procurou-se minimizar o efeito das diferenças morfológicas dos dentes e dos preparos pela randomização dos grupos, esta diferença poderia ser creditada às características mecânicas dos 2 materiais e também pela técnica de confecção do In-Ceram que é mais sensível que a porcelana Empress 2. Isto pode ter gerado grande variação de valores da porcelana In-Ceram (entre 45,8 e 101,68 Kgf), com um coeficiente de variação de 28,9, bem superior ao do Empress 2 que foi de 16,4, com variação de resultados entre 62,67 Kgf a 105,30 Kgf. Outro fator que poderia também justificar a superioridade dos resultados da porcelana Empress 2 está em sua maior resistência a tração (271 Mpa) que a da porcelana In-Ceram (236 Mpa)⁹³, em função de conter um grande número de cristais alongados de disilicato de lítio, onde o entrelaçamento desses cristais com formas homogêneas limita a propagação da fratura através de processo de absorção de energia (LIBMAN; NICHOLLS⁵¹, 1995).

A comparação dos valores de resistência deste trabalho com outros existentes na literatura torna-se muito difícil em função desses terem sido

realizados em troquéis de aço inoxidável^{14, 18, 26, 45, 46, 64, 86, 95}, ou de plástico^{63, 66}, ou em dentes naturais anteriores^{42, 43}. Mesmo nessas condições os resultados são conflitantes, ou seja, no trabalho de FILSER et al.²⁶, 2001, os resultados de resistência à fratura das próteses com Empress 2 foram superiores aos da porcelana In-Ceram (56 Kgf e 46 Kgf, respectivamente), já no trabalho de KAPPERT³⁹, 1998, a porcelana Empress 2 apresentou resistência a fratura de 71 Kgf e o In-Ceram de 61 Kgf, enquanto no trabalho de TINSCHERT et al.⁹⁵, 2001, o IPS Empress 2 e o In-Ceram se comportaram de forma idêntica, apresentando resultados que variaram entre 102 e 204 Kgf. Entretanto, os valores de resistência encontrados neste trabalho são suficientes para resistir às forças mastigatórias normais que podem variar entre 5 a 25 Kgf na região anterior e entre 45 a 90 Kgf na região do primeiro molar^{14, 26, 39, 42, 71, 82}.

Os trabalhos clínicos e laboratoriais disponíveis na literatura são unânimes em afirmar sobre a importância do desenho e das dimensões das áreas de conexão na resistência das próteses fixas de porcelana pura, com sugestões para que nas próteses posteriores estas áreas apresentem no mínimo 4,0 mm de altura e 4,0 mm de largura, numa área total de 16,00 mm² (POSPIECH et al.⁷⁰, 1994, POSPIECH et al.⁷¹, 1996, SORENSEN⁹², 1999, MITO; SORENSEN⁶¹, 1999, VITA⁹⁶, 1999, EDELHOFF et al.²², 1999, FRADEANI; BARDUCCI²⁸, 2000).

É importante salientar que mesmo tomando todos os cuidados para padronizar as áreas de conexão nas medidas de 4,0 mm X 4,0 mm, ainda

assim algumas áreas apresentaram valores ligeiramente inferiores ou superiores aos de 16,00 mm², mostrando como é crítico o ajuste das mesmas. Talvez uma das justificativas para não ter sido encontrado correlação entre os valores de resistência à fratura com as medidas das áreas de conexão esteja na altura destas, que em termos da resistência é mais importante que a largura. Isto está muito bem demonstrado nos testes de carga de 3 pontos que ao se aumentar a altura da área de conexão, ocorreu um aumento considerável na resistência à fratura^{1, 18, 20, 22, 28, 39, 64-66, 73, 75, 78, 81,83, 101}.

O modo de fratura das infraestruturas de In-Ceram encontrado neste trabalho apresentou coincidência com os resultados de KERN; SCHWARZBACH; STRUB⁴⁵, 1991, KERN; SCHWARZBACH; STRUB⁴⁶, 1992, DURR et al.²¹, 1993, KERN et al.⁴², 1993, KERN; FECHTIG; STRUB⁴³, 1994, KELLY; TESK; SORENSEN⁴¹, 1995, POSPIECH et al.⁷², 1996, KAMPOSITORA³⁸, 1996, KERN; STRUB⁴⁷, 1998, SORENSEN et al.⁸⁷, 1998, FILSER et al.²⁶, 2001, THINSCHERT et al.⁹⁵, 2001, que mostraram que próteses confeccionadas com esta porcelana fraturaram entre o pântico e a área de conexão, gerando um tipo de fratura que poderia ser chamada de catastrófica²⁶. O modo de fratura das infraestruturas de IPS Empress 2 apresentou o mesmo comportamento encontrado nos trabalhos de SORENSEN et al.⁹⁰, 1999, FRADEANI E BARDUCCI²⁸, 2000, NAKAMURA et al.⁶², 2002, que mostraram que a fratura se iniciava no pântico, imediatamente abaixo da região onde a carga foi dirigida, se dissipava através do pântico em direção a área de conexão no sentido gengival. (Figuras 6.1 e 6.2)

Figura 6.1: Modo de fratura na infraestrutura em In-Ceram.

Figura 6.2: Modo de fratura na infraestrutura em IPS Empress 2

Embora não tenha sido encontrado correlação estatística entre os valores de carga máxima e as áreas de conexão, visto que alguns corpos de prova com maior área de conexão foram fraturados com menor carga e vice-versa, foi observado que em 8 corpos de prova de IPS Empress 2 e em 5 de In-Ceram, as fraturas ocorreram nas conexões com menores dimensões, o que ratifica a necessidade dessas áreas apresentarem medidas mínimas já estabelecidas na literatura para aumentar a resistência dessas porcelanas^{70, 97,}

98.

As vantagens no emprego de cimentos resinosos na cimentação de “inlays”, “onlays” e coroas totais confeccionadas em porcelana pura estão muito

bem documentadas na literatura^{8, 16, 29, 47, 57, 77}, que mostram uma importância relevante no que se refere ao aumento da resistência à fratura da estrutura da porcelana em função do preenchimento de suas porosidades pelo cimento, que elimina ou previne a propagação de trincas existentes na superfície interna da restauração. Isto pôde ser observado neste trabalho, onde as restaurações “inlays” permaneceram intactas nos dentes preparados, mostrando que a união adesiva obtida entre porcelana/cimento/dente atuasse efetivamente na redistribuição do estresse protegendo o sistema dente/restauração. Este aspecto também foi observado nos trabalhos de KERN, SCHWARZBACH, STRUB⁴⁵, 1991, KERN; SCHWARZBACH; STRUB⁴⁶, 1992, KERN et al.⁴², 1993, KERN; FECHTIG, STRUB⁴³, 1994.

Os resultados desta pesquisa e os disponíveis na literatura^{14, 16, 21, 26, 39, 29, 41-43, 45-47, 57, 71, 77, 82, 87, 95} permitem afirmar que o desenvolvimento de porcelanas mais resistentes e a evolução das propriedades adesivas dos agentes cimentantes são avanços significativos que possibilitam a confecção de próteses fixas adesivas sem metal, desde que indicadas corretamente.

7 - CONCLUSÕES

7 - CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos e após a análise estatística, pôde-se concluir que:

- a) As infraestruturas em IPS Empress 2 apresentaram maior resistência à fratura do que as confeccionadas em In-Ceram Zircônia, havendo diferença estatisticamente significativa;
- B) O modo de fratura em todos os corpos de prova em IPS Empress 2 e seis infraestruturas em In-Ceram Zircônia ocorreu no sentido oblíquo se estendendo do pântico até a conexão. Três infraestruturas em In-Ceram Zircônia fraturaram na região da conexão e uma infraestrutura fraturou verticalmente no pântico.

8 – ANEXOS

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 - Bauru-SP - CEP 17012-901 - C.P. 73
PABX (0XX14)235-8000 - FAX (0XX14)223-4679

Comitê de Ética em Pesquisa

Processo nº28/2002

Bauru, 22 de novembro de 2002

Senhor Professor,

Informamos que após o envio da documentação pendente, o projeto de pesquisa encaminhado a este Comitê denominado "Avaliação da resistência por compressão de próteses fixas de 3 elementos (1º pré-molar e 1º molar) confeccionadas com as cerâmicas IPS Empress 2 e de In-Ceram", de autoria de Wagner Mendes, que será desenvolvido sob a sua orientação foi **APROVADO**.

Comunicamos que após o envio do trabalho concluído, este Comitê enviará o parecer final, que será utilizado para a publicação do trabalho.

Atenciosamente,

Profª Drª Ana Lúcia Alvares Capelozza
Coordenadora

Ilmo Sr. Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro
DD. Docente do Departamento de Prótese

9 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

9 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDERSSON, M.; ODÉN, A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina infraestructure with porcelain. **Acta odont. scand.**, v.51, p.59-64, 1993.
2. ANUSAVICE, K.J. Recent developments in restorative dental ceramics. **J. Amer. dent. Ass.**, p.72-84, Feb., 1993.
3. ANUSAVICE, K.J. Cerâmicas odontológicas. In:_____ **Materiais Dentários de Phillips**, Cap. 26, p.345-366, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
4. ANUSAVICE, K.J. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In:_____ **Materiais Dentários de Phillips**, Cap. 4, p.28-43, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
5. BAN, S.; ANUSAVICE, K.J. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. **J. dent. Res.**, v.69, p.1791-1799, Feb.; 1990.
6. BANKS, R.G. Conservative posterior ceramic restorations. A literature review. **J. prosth. Dent.**, v.63, n.6, p. 619-626, 1990.
7. BLATZ, M.B. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restoration. **Quintessence dent. Technol. Yearbook**, p. 41-55, 2001.
8. BOTTINO, M.A. et al. Cimentação de próteses livres de metal. In:_____ **Estética em reabilitação oral: metal free**, Cap. 7, p.381-442, São Paulo: Artes Médicas, 2000.

9. BOTTINO, M.A. et al. Materiais cerâmicos. In:_____ **Estética em reabilitação oral: metal free**, Cap. 5,p.211-331, São Paulo: Artes Médicas, 2000.
- 10.BOWEN, R.L. Synthesis of a silica-resin direct filling material: Progress report. **J. dent. Res.**, n.37, p.90, Feb., 1958.
- 11.BRIX, O.; MAYER, H.; STRYCZEK, K. Clinical and laboratory case presentations using lithium disilicate glass-reinforced ceramics. **Quintessence dent. Technol. Yearbook**, p. 99-114, 2001.
- 12.BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. dent. Res.**, v.34, n.6, p.849-853, Dec., 1955.
- 13.CALAMIA, J.R.; SIMONSEN, R.J. Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. **J. dent. Res.**, p.179, Abstract n. 79, 1984.
14. CAMPBELL, S.D.; SOZIO, R.B. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. **J. prosth. Dent.**, v.59, n.3, p.301-306, Mar., 1988.
- 15.CHICHE, G.; PINAULT, A. All-Ceramic crowns and foils crowns. In:_____ **Esthetics of anterior fixed prosthodontics**, Cap. 5, p.97-113, Singapore: Quintessence Books, 1994.
- 16.CHRISTENSEN, G.J. Ceramic vs. porcelain-fused-to-metal crowns: Give your patients a choice. **J. Amer. dent. Ass.**, P.311-314, Mar., 1994.

17. CHU, F.C.S.; FRANKEL, N.; SMALES, R.J. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram / Vitadur Alpha porcelain laminates. **Int. J. Prosthodont.**, v.13, n.1, p. 66-71, Jan./Feb., 2000.
18. CHUNG, K.; DUH, J. Properties of glass-ceramic materials for fixed partial denture construction. **J. oral Rehab.**, v.23, p.590-598, 1996.
19. Documentación científica IPS EMPRESS 2 – Investigación y desarrollo: **Servicio científico.** Jan., 1999.
20. DONG, J.K. et al. Heat-pressed ceramics: Technology and strength. **Int. J. Prosthodont.**, v.5, p.9-16, 1992.
21. DURR, D., et al. Clinical comparison of porcelain-fused-to-metal and all-porcelain resin-bonded bridges. **J. dent. Res.**, v.72, p.217, [abstract 908], 1993.
22. EDELHOFF, D. et al. Estructuras de puentes y coronas de cerámica inyectada de alta resistencia. **Quintessenz.**, v.50, n.2, p.177-189, 1999.
23. EI-EBRASHI, M.K.; CRAIG, R.G.; PEYTON, F.A. Experimental stress analysis of dental restorations.* Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. **J. prosth. Dent.**, v.23, n.2, p.177-186, Feb., 1970.
24. EL-MOWAFY, O.; RUBO, M.H.M. Resin-bonded partial dentures – A literature review with presentation of a novel approach. **Int. J. Prosthodont.**, n.13, v. 6, p.460-467, 2000.

-
- 25.FAN, P.L.; STANFORD, J.W. Ceramic: their place in dentistry. **Int. dental J.**, v.37, p.197-200, 1987.
- 26.FILSER, F. et al. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). **Int. J. Comput. Dent.**, v.4, n.2, p.89-106, Apr., 2001.
- 27.FRADEANI, M.; BARDUCCI, G. Versatility of IPS Empress restorations part I: Crowns. **J. Esthet. Restor. Dent.**, v.8, n.3, p.127-135, 1996.
- 28.FRADEANI, M.; BARDUCCI, G. Lithium disilicate glass-ceramic restorations: Indications and guidelines. **Quintessence dent. Technol. Yearbook**, p. 51-60, 2000.
- 29.GARBER, D.A. et al. The quest for the all-ceramic restoration. **Quintessence dent. Technol. Yearbook**, p. 27-36, 2000.
30. HEINTZE, S.D. Bridges made of all-ceramic materials (IPS Empress 2). Indications, clinical aspects, prognosis. **Ivoclar-Vivadent Report**, n.12, p.11-31, Dec., 1998.
- 31.HOJJATIE, B.; ANUSAVICE, K.J. Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. **J. Biomech.**, v.23, n.11, p.1157-1166, 1990.
- 32.HÖLAND, W. Materials science fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic. **Ivoclar-Vivadent Report**, n.12, p.3-10, Dec., 1998.
- 33.HOWE, D.F.; DENEHY, G.E. Anterior fixed dentures utilizing the acid-etch technique and a cast metal framework. **J. prosth. Dent.**, v.37, n.1, p.28-31, Jan., 1977.

34. HÜLS, A. Prótese cerâmica sem metal de In-Ceram: 6 anos de trabalhos clínicos práticos. **Breve compêndio**. 1995
35. IBSEN, R.L.; STRASSLER, H.E. An innovative method for fixed anterior tooth replacement utilizing porcelain veneers. **Quintessence Int.**, v.17, n.8, p.455-459, 1986.
36. IPS EMPRESS 2 – Informação para técnicos dentais. Printed in Áustria. **Ivoclar AG**, Schaan, Liechtenstein, 1999.
37. ITINOCHE, M.K. et al. Prótese fixa adesiva cerâmica. **Jornal Brasileiro de Clínica & Estética em Odontologia**, v.4, n.23, p.49-52, set./out., 2000.
38. KAMPOSITORA, P. et al. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. **Quintessence Int.**, v.27, n.10, p.701-706, 1996.
39. KAPPERT, H.F. Empress Brücke / Estudio in-vitro. **Informe del análisis an Ivoclar AG** Schaan, ene., 1998.
40. KELLY, J.R.; NISHIMURA, I.; CAMPBELL, S.D. Ceramics in dentistry: historical roots e current perspectives. **J. prosth. Dent.**, v.75, n.1, p.18-32, Jan., 1996.
41. KELLY, J.R.; TESK, J.A.; SORENSEN, J.A. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and modeling. **J. Dent.**, v.74, n.6, p.1253-1258, June, 1995.

42. KERN, M., et al. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. **J. dent. Res.**, v.21, n.2, p. 117-121, 1993.
43. KERN, M.; FECHTIG, T.; STRUB, J.R. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. **J. prosth. Dent.**, v.71, p.251-256, 1994.
44. KERN, M.; KNODE, H.; STRUB, J.R. The all-porcelain, resin-bonded bridge. **Quintessence Int.**, v.22, n.4, p.257-262, 1991.
45. KERN, M.; SCHWARZBACH, W.; STRUB, J.R. In-vitro stability of resin bonded all-porcelain bridge (In-Ceram). **J. dent. Res.**, v.70, n.4, p.763, [abstract 186], 1991.
46. KERN, M.; SCHWARZBACH, W.; STRUB, J.R. Stability of all-porcelain, resin-bonded fixed restorations with different designs: An in vitro study. **Int. J. Prosthodont.**, v.5, n.2, p.108-113, 1992.
47. KERN, M.; STRUB, J.R. Bonding to alumina ceramic in restorative dentistry: clinical results over up to 5 years. **J. Dent.**, v.26, n.3, p.245-249, 1998.
48. KERN, M.; THOMPSON, V.P. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: Volume loss, morphology, and changes in the surface composition. **J. prosth. Dent.**, v.71, n.5, p.453-461, May, 1994.
49. KERN, M.; THOMPSON, V.P. ESCA surface characterization of the alumina ceramic In-Ceram after various conditioning methods for

- resin bonding. **J. dent. Res.**, IADR Abstracts, v.73, p.197, [abstract 763], 1994.
50. LANG, et al. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. **J. prosth. Dent.**, v.86, n.6, p.650-654, Dec., 2001.
51. LIBMAN, W.J.; NICHOLLS, J.I. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. **Int. J. Prosthodont.**, v.8, n.2, p.155-161, 1995.
52. LIVADITIS, G. Cast metal resin-bonded retainers for posterior teeth. **J. Amer. dent. Ass.**, v. 101, n.6, p.926-929, Dec., 1980.
53. MACKERT JUNIOR., J.R.; RUSSEL, C.M. Leucite crystallization during processing of a heat-pressed dental ceramic. **Int. J. Prosthodont.**, v.9, n.3, p.261-265, 1996.
54. MAGNE, P. et al. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. **J. prosth. Dent.**, v. 87, n. 5, p.516-527, May, 2002.
55. McLEAN, J.W. A higher strength porcelain for crown and bridge work. **Brit. dent. J.**, v.21, p.268-272, Sept., 1965.
56. McLEAN, J.W. High-alumina ceramics for bridge pontic construction. **Brit. dent. J.**, v.123, n.12, p.571-577, Dec., 1967.
57. McLEAN, J.W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **J. prosth. Dent.**, v.85, n.1, p.61-66, Jan., 2001.

58. McLEAN, J.W; KEDGE, M.L. High-strength ceramis. **Quintessence Int.**, v.18, n.2, p.97-106, 1987.
59. McLAREN, E.A.; WHITE, S.N. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial. **J. prosth. Dent.**, v.83, n.2, p.216-222, Feb., 2000.
60. McLAREN, E.A.; WHITE, S.N. Glass-infiltrated zirconia/alumina based ceramic for crowns and fixed partial dentures: clinical e laboratory guidelines. **Quintessence dent. Technol. Yearbook**, p. 63-77, 2000.
61. MITO, W.T.; SORENSEN, J.A. Fabrication of fixed partial dentures with Empress 2. **Quintessence dent. Technol. Yearbook**, p. 164- 168, 1999.
62. NAKAMURA, T. et al. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. **J. oral Rehab.**, v.29, p.951-955, 2002.
63. NATHANSON, D.; RIIS, D.; GOLDSTEIN, R. In-vitro load bearing capacity of a new bridge system. **J. dent. Res.**, v.70, p.471, [abstract 1639], 1991.
64. NEIVA, G. et al. Resistance to fracture of three all-ceramics systems. **J. Esthet. Restor.Dent.**, v.10, n.2, p.60-66, 1998.
65. OH, S.C. et al. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. **Int. J. Prosthodont.**, v, 13, n. 6, p.468-472, Nov./Dec., 2000.

- 66.OH, W.; ANUSAVICE, K. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. **J. prosth. Dent.**, v.87, n.5, p. 260-267, May, 2002.
- 67.OHYAMA, T.; YOSHINARI, M.; ODA, Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. **Int. J. Prosthodont.**, v.12, n.1, p.28-37, 1999.
- 68.ÖZCAN, M.; ALKUMRU, H.N.; GEMALMAZ, D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. **Int. J. Prosthodont.**, v.14, n.4, p.335-339, Jul./Aug., 2001.
- 69.PEGORARO, L.F. et al. Prótese Fixa Adesiva. In:_____ **Prótese Fixa**, Cap. 4, p.69-84, São Paulo: Artes Médicas, Série EAP-APCD, vol. 7, 1998.
- 70.POSPIECH, P. et al. Stress distribution in all-porcelain, resin-bonded bridges: A 3-D element analysis. **J. dent. Res.**, IADR Abstracts, v.73, p.197, [abstract 761], 1994.
- 71.POSPIECH, P. et al. All-ceramic resin-bonded bridges. A 3-dimensional finite-element analysis study. **Eur. J. Oral. Sci.**, v.104, p.390-395, 1996.
- 72.POSPIECH, P. et al. Four year clinical evaluation of In-Ceram adhesive bridges: Preliminary results. **J. dent. Res.**, IADR Abstracts, v.75, p.147, [abstract 1036], 1996.

- 73.POSPIECH, P. et al. Clinical evaluation of posterior crowns and bridges of Empress 2: Preliminary results after one year. **IADR**, Vancouver, 1999.
- 74.POSPIECH, P. et al. In-vitro investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of Empress 2. **IADR**, Vancouver, 1999.
- 75.PRÖBSTER, L.; DIEHL, J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. **Quintessence Int.**, v.23, n.1, p.25-31, 1992.
- 76.PRÖBSTER, L. Survival rate of In-Ceram restorations. **Int. J. Prosthodont.**, v.6, n.3, p. 259-263, 1993.
- 77.QUALTROUGH, A.J.E.; PIDDOCK, V. Ceramics update. **J. Dent.**, v.25, n.2, p.91-95, 1997.
- 78.RIZKALLA, A.S. et al. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. **J. dent. Res.**, IADR Abstracts, v.73, p.197, [abstract 762], 1994.
- 79.ROULET, J.F.; JANDA, R. Porcelain. **Academy of Dental Materials**, p.37-48, 2001.
- 80.SCHWEIGER, M. et al. IPS Empress 2: A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. **Quintessence dent. Technol. Yearbook**, p. 143-151, 1999.
- 81.SEGHI, R.R.; DAHER, T.; CAPUTO, A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. **Dent. Mat.**, v.6, p.181-184, July, 1990.

- 82.SEGHI, R.R.; DENRY, I.L.; ROSENSTIEL, S.F. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. **J. prosth. Dent.**, v.74, n.2, p.145-150, Aug., 1995.
- 83.SEGHI, R.R.; SORENSEN, J.A. Relative flexural strenght of six new ceramic materials. **Int. J. Prosthodont.**, v.8, n.3, p.239-246, 1995.
- 84.SMYD, E.S. Mechanics of dental structures: Guide to teaching dental engineering at undergraduate level. **J. prosth. Dent.**, v. 2, n.5, p.668-692, Sept., 1952.
- 85.SMYD, E.S. The mechanics of dental structures. **J. Amer. dent. Ass.**, v. 44, p.187-193, Feb., 1952.
- 86.SORENSEN, J.A. et al. Effect of preparation design on flexural strength of all-ceramic bridges. **J. dent. Res.**, v.70, p.471, [abstract 1642], 1991.
- 87.SORENSEN, J.A. et al. In-Ceram fixed partial dentures: Three-year clinical trial results. **J. Calif. dent. Ass.**, v.26, n.3, p.207-214, Mar., 1998.
- 88.SORENSEN, J.A. et al. Empress 2 all-ceramic bridge clinical trial: Status 1998. **IADR**, Vancouver, 1999.
- 89.SORENSEN, J.A. et al. The IPS Empress 2 system for conservative all-ceramic bridges – First report 1998. **Teamwork International**, Jan., 1999.

-
90. SORENSEN, J.A. et al. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with lithium disilicate glass-ceramic. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, v.11, n.1, p. 95-106, Jan./Feb., 1999.
91. SORENSEN, J.A.; KNODE, H.; TORRES, T.J. In-Ceram all ceramic bridge technology. **Quintessence dent. Technol. Yearbook**, p.41-46, 1992.
92. SORENSEN, J. The IPS Empress 2 System: Defining the possibilities. **Quintessence dent. Technol. Yearbook**, p. 153-163, 1999.
93. TANAKA, K. et al. Clinical introduction and mechanical properties of In-Ceram for all-ceramic restorations. **Japanese Journal of Esthetic Dentistry**, v.8, p.15, 1979.
94. THINSCHERT, J. et al. Structural reliability of alumina-, feldspar-, mica- and zirconia-based ceramics. **J. Dent.**, v.28, p. 529-535, 2000.
95. THINSCHERT, J. et al. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. **Int. J. Prosthodont.**, v.14, n.3, p. 231-238, 2001.
96. VITA Cerâmica sem metal. Aspectos clínicos. Preparação / Cimentação. **Fascículo A (Aspectos Clínicos)**, 1999.
97. VITA Cerámica sin metal. Vita In-Ceram Alumina. Instrucciones de uso. Elaboración de la estructura. **Fascículo B/IC-AL**, 1999.
98. VITA Cerámica sin metal. Vita In-Ceram Zirconia. Instrucciones de uso. Elaboración de la estructura. **Fascículo B/IC-ZR**, 1999.

99. VON STEYERN, P.V.; JÖNSSON, O.; NILNER, K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. **Int. J. Prosthodont.**, v.14, n.4, p. 379-384, 2001.
100. WAGNER, W.C.; CHU, T.M. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. **J. prosth. Dent.**, v.76, n.2, p.140-144, Aug., 1996.
101. WOHLWEND, A.; STRUB, J.R.; SCHÄRER, P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: Current considerations. **Int. J. Prosthodont.**, v.2, n.1, 1989.
102. ZAWTA, C. Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report. **Quintessence dent. Technol. Yearbook**, v.32, n. 5, p.351-359, May, 2001.

ABSTRACT

ABSTRACT

The aesthetic appeal has influenced the dental materials industries and the researchers to develop materials that present, besides the aesthetics, enough resistance to occlusal forces. Thus, the aim of this research was to compare the compressive fracture strength of IPS Empress 2 and In-Ceram Zirconia of frameworks of three unit resin-bonded fixed partial denture. Forty natural extracted teeth (twenty maxilar first premolars and twenty molars) were selected and received inlay preparations, according to the ceramic manufacturer's directions. The frameworks were made by two experimented technicians, and cemented with Variolink II. The axial compressive load was conducted in a universal testing machine at a cross-head speed of 0,5 mm/min. The results showed a statistical significant superiority ($p = 0,025$) of the Empress 2 (105,30 Kgf) regarding to In-Ceram (101,68 Kgf). It wasn't found statistical correlation between measures of the connection areas and maximum values. All Empress 2 and six In-Ceram frameworks showed a similar mode of fracture extending obliquely from the region where the load was applied until the connection area. Three In-Ceram frameworks fractured vertically at the connection area and one was fractured vertically at the pontic area.