



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE CENTRO
DE CIÊNCIAS EXATAS E DA TERRA



PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E
ENGENHARIA DE MATERIAIS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**Estruturas cerâmicas a base de zircônia e alumina utilizadas na
confeção de infra - estruturas para coroas e pontes fixas.**

Cláudia Angélica Melo da Silva

Orientador: Prof^a. Dr^a. Dulce Maria de Araújo Melo

Co-Orientador: Prof. Dr. Rubens Maribondo do Nascimento

Tese n.º 28 /PPGCEM

Novembro/2009
Natal - RN

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

CLÁUDIA ANGÉLICA MELO DA SILVA

***ESTRUTURAS CERÂMICAS A BASE DE ZIRCÔNIA E ALUMINA
UTILIZADAS NA CONFECÇÃO DE INFRA-ESTRUTURAS PARA
COROAS E PONTES FIXAS***

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós - Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais do Centro de Ciências Exatas e da Terra da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais. Área de Concentração: Processamento de materiais a partir do pó.

Orientador: Prof^a. Dr^a. Dulce Maria de Araújo Melo

Co-Orientador: Prof. Dr. Rubens Maribondo do Nascimento

Novembro/2009

Natal/RN

Divisão de Serviços Técnicos
Catalogação da Publicação na Fonte. UFRN / Biblioteca Central Zila Mamede

Silva, Cláudia Angélica Melo da.

Estruturas cerâmicas a base de zircônia e alumina utilizadas na confecção de infra-estruturas para coroas e pontes fixas / Cláudia Angélica Melo da Silva. – Natal, RN, 2009.

83 f.

Orientador: Dulce Maria de Araújo Melo.

Co-orientador: Rubens Maribondo do Nascimento.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Centro de Ciências Exatas e da Terra. Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais.

1. Cerâmica para uso odontológico – Dissertação. 2. Alumina – Dissertação. 3. Zircônia – Dissertação. I. Melo, Dulce Maria de Araújo. II. Nascimento, Rubens Maribondo do. III. Universidade Federal do Rio Grande do Norte. IV. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Cláudia Angélica Melo da Silva

Estruturas cerâmicas a base de zircônia e alumina utilizadas na confecção de infra-estruturas para coroas e pontes fixas.

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais do Centro de Ciências Exatas e da Terra da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais.

Área de concentração: Processamento de materiais a partir do pó

Aprovado em:

Banca examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Assinatura: _____

**“Quem não compreende um
olhar tampouco compreenderá
uma longa explicação.”**

Mario Quintana

AGRADECIMENTOS

Agradeço á Deus por ter me dado o dom da vida e força de vontade pra terminar este trabalho.

Agradeço á minha família por sempre ter me apoiado em todas as decisões que tomei em minha vida.

Agradeço aos meus orientadores Prof^a. Dr^a. Dulce Maria de Araújo Melo e Prof. Dr. Rubens Maribondo do Nascimento por terem acreditado em mim e tornado este trabalho possível.

Agradeço á todos os meus amigos e colegas dos laboratórios de materiais, LabCim e LabPlasma da UFRN, sem os quais este trabalho não teria sido possível.

Agradeço ao Proprama de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais.

RESUMO

Os avanços constantes dos sistemas cerâmicos para infra-estruturas de coroas e pontes fazem com que os pesquisadores e fabricantes busquem um material que tenha boas propriedades mecânicas e estéticas. O intuito deste trabalho foi verificar em qual composição e temperatura de sinterização o sistema cerâmico a base de alumina e zircônia para infra-estrutura teria as melhores propriedades mecânicas. Com este objetivo confeccionamos nos laboratórios da UFRN 45 corpos-de-prova em forma de barras retangulares com as seguintes dimensões: 30mm x 8mm x 3mm, onde os separamos por temperatura de sinterização: 1200°C, 1300°C e 1400°C; e por composição: 33% Zircônia + 67% Alumina; 50% Zircônia + 50% Alumina e 25% Zircônia + 75% Alumina, estes corpos-de-prova não foram infiltrados com vidro. Foram confeccionados ainda nove corpos-de-prova por um técnico de laboratório com um sistema cerâmico comercial o In Ceram Zircônia (Vita – Zahnfabrik) com as seguintes dimensões: 20mm x 10mm x 0,5mm, estes corpos-de-prova seguiram todas as recomendações do fabricante e foram infiltrados com vidro. Foram realizadas análises por microscopia ótica e eletrônica, ensaios de dureza, de resistência á flexão em três pontos, porosidade e densidade aparente. Após a análise dos resultados verificamos que com o aumento da temperatura de sinterização, aumentamos o valor da resistência á flexão, sendo que dentro da mesma temperatura não houve diferença significativa entre as diferentes composições, as amostras confeccionadas com a cerâmica comercial e que foram infiltradas apresentaram uma resistência á flexão seis vezes maior que as amostras sinterizadas á 1400°C e que não foram infiltradas. Não houve diferença significativa entre os valores da porosidade aparente para as amostras confeccionadas nos laboratórios da UFRN, já as amostras da cerâmica comercial obtiveram um valor de 0% de porosidade aparente. Nos ensaios de Dureza Rockwell verifica-se um aumento no valor da Dureza, com o aumento da temperatura de sinterização das amostras não infiltradas. As amostras infiltradas apresentaram valores similares aos das amostras sinterizadas á 1400°C. Não houve diferença significativa entre os valores de densidade aparente entre as amostras confeccionadas nos laboratórios da UFRN e as amostras confeccionadas com a cerâmica comercial.

Palavras-chave: Alumina, Zircônia, Cerâmicas Odontológicas.

ABSTRACT

The continuous advances in ceramic systems for crowns and bridges infrastructure getting researchers and manufacturers looking for a material that has good mechanical properties and aesthetic. The purpose of this study was to verify in which composition and sintering temperature the ceramic system for infrastructure composed of alumina and zirconia would have the best mechanical properties. With this objective we made in UFRN laboratories 45 test bodies in the form of rectangular bars with the following dimensions: 30mm x 8mm x 3mm, where we separated by the sintering temperature: 1200°C, 1300°C and 1400°C, and by composition: 33% Zirconia + 67% Alumina; 50% Zirconia + 50% Alumina and 25% Zirconia + 75% Alumina, these test bodies were not infiltrated with glass. Also, were made nine test bodies by a technical from a laboratory with a commercial ceramic system: *in the Ceram Zircônia (Vita - Zahnfabrik)* with the following dimensions: 20mm x 10mm x 0.5mm, these test bodies following all recommendations of the manufacturer and were infiltrated with glass. Were realized optical and electronic microscopy analyses, hardness testing, resistance to bending in three points, porosity and bulk density. After analysis of the results we verified that with the increasing of sintering temperature, increased the value of resistance to bending, but with the same temperature there was no significant difference between the different compositions, samples made with the commercial ceramic that were infiltrated, presented a resistance to bending six times greater than the samples sintered to 1400°C and which have not been infiltrated. There was no significant difference between the values of apparent porosity for the samples made in UFRN laboratories, but the samples of commercial ceramic obtained 0% in porosity apparent value. In tests of Rockwell Hardness there is an increase in the value of Hardness, with the increase of sintering temperature for the samples not infiltrated. Samples infiltrated showed similar values as the samples sintered in 1400°C. There was no significant difference between the values of apparent density among samples manufactured in UFRN laboratories and samples made with a commercial ceramic.

Keywords: Alumina, Zirconia, Odontological ceramics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- a) Núcleos metálicos fundidos; b) Infra-estrutura metálica em níquel-cromo; c) Coroas metalocerâmicas cimentadas.	20
Figura 2- a) Remanescente radicular; b) Reconstrução radicular com pino de fibra de vidro; c) Características finais do preparo; d) Prova da infra-estrutura In-Ceram Alumina; e) Caso finalizado.	25
Figura 3- a) IPS Empress na forma comercial; b) Forno de injeção.	27
Figura 4- a) Bloco de Zircônia (VITABLOCS); b) Processo de leitura a laser do Sistema Cerec Inlab; c) Torneamento computadorizado; d) Infra-estruturas obtidas pelo sistema Cerec Inlab.	30
Figura 5- a) Coroa PROCERA concluída; b) Coroa PROCERA cimentada.	31
Figura 6- a) Lâmina de cera recortada nas dimensões do corpo de prova; b) Lâminas de cera posicionadas para obtenção do molde; c) Preenchimento com material de moldagem; d) Molde pronto; e) Mistura do pó Vita In-Ceram Zircônia com uma ampola de líquido para mistura Vita In-Ceram Zircônia e 4 gotas de aditivo Vita In-Ceram Zircônia; f) Pó Vita In-Ceram Zircônia, ampola de líquido para mistura Vita In-Ceram Zircônia e aditivo Vita In-Ceram Zircônia; g) Preenchimento do molde com a mistura; h) Corpos de prova após o ciclo de sinterização de 10h a 1120°C; i) Pó de vidro Vita In-Ceram Zircônia para infiltração; j) Amostra com a mistura do pó de vidro e água destilada preparada para o segundo ciclo de sinterização; l) Forno INCERAMAT; m) Pontas de borracha para acabamento	59
Figura 7- Organograma de desenvolvimento das composições estudadas.	60
Figura 8- a) Molde de vidro; b) Molde de vidro organizado da forma utilizada para obtenção dos corpos de prova; c) Base de gesso utilizada para a confecção dos corpos de prova; d) Corpo de prova.	61
Figura 9- Programação da temperatura do forno pra sinterização.	62
Figura 10- Máquina Universal de ensaios mecânicos.	64
Figura 11- Microscópio eletrônico de varredura.	65
Figura 12- a) MO de amostra infiltrada com vidro; b) MO de amostra sem infiltração de vidro.	68

Figura 13- a) MO da amostra sinterizada a 1200°C; b) MO da amostra sinterizada a 1300°C; c) MO da amostra sinterizada a 1400°C.	73
Figura 14- MO da amostra infiltrada com vidro.	73
Figura 15- a) MEV da amostra sem infiltração de vidro, sinterizada a 1200°C, composição 3; b) MEV da amostra sem infiltração de vidro, sinterizada a 1300°C, composição 1.	74
Figura 16- a) EDS da amostra sem infiltração de vidro, sinterizada a 1200°C, composição 3; b) EDS da amostra sem infiltração de vidro, sinterizada a 1300°C, composição 1.	75
Figura 17- a,b,c) MEV das amostras com infiltração de vidro.	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Composição das amostras estudadas.	57
Tabela 2- Ensaio de Dureza Rockwell.	67
Tabela 3- Ensaio de Flexão em três pontos	69
Tabela 4- Porosidade aparente	70
Tabela 5- Densidade	71

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD: Computer Assisted Design

CAM: Computer Assisted Manufactured

Mpa: Mega Pascal

μm : Micrometro

MEV: Microscópio Eletrônico de Varredura

MO: Microscópio Ótico

$^{\circ}\text{C}$: Grau Celsius

Kgf: Kilograma Força

Mm: Milímetro

N/seg: Newton por Segundo

Kgf/seg: Kilograma Força por Segundo

N: Newton

EDS: Espectrografia de raios-x por dispersão de energia

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	20
2.1	CONSIDERAÇÕES GERAIS.....	20
2.1.1	Próteses Metalocerâmicas.....	21
2.1.2	Próteses sem infra-estrutura metálica.....	22
2.1.2.1	Sistema In Ceram (Vita).....	22
2.1.2.2	Sistema IPS Empress (Ivoclar Vivadent).....	25
2.1.2.3	Sistema CAD/CAM.....	27
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	57
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	66
4.1	CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA.....	66
4.2	ANÁLISE MICROESTRUTURAL.....	71
5	CONCLUSÕES.....	78
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	79

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento da Odontologia Restauradora tem se manifestado de forma marcante nos últimos anos, principalmente na área de pesquisa de novos materiais dentários estéticos.

A busca por restaurações que se aproximam dos aspectos naturais dos dentes, e da mesma forma atendem as propriedades de biocompatibilidade, boa adaptação marginal, longevidade clínica e principalmente, resistência às forças de mastigação, têm determinado uma constante evolução dos materiais odontológicos.

Hoje, tem-se a disposição materiais e técnicas, algumas delas complexas, que exigem conhecimento profundo por parte do clínico na sua indicação e utilização, mas que possibilitam alcançar resultados estéticos e funcionais que atendam os níveis de

exigência dos pacientes e satisfaçam aos profissionais na reabilitação de dentes comprometidos.

Atualmente, a utilização de restaurações cerâmicas tem se constituído na principal alternativa de tratamento para reconstrução das estruturas dentárias perdidas. Os profissionais estão cada vez mais atraídos pelas vantagens destes materiais, como a elevada resistência à compressão, estabilidade de cor, baixa condutibilidade térmica e elétrica, além de serem quimicamente inertes. Ao mesmo tempo, pacientes em busca de uma solução não só funcional, mas também estética, também são atraídos pelo excelente potencial destes materiais em simular a aparência dos dentes naturais, reproduzindo a textura e translucidez. (MIRANDA, 1998).

As cerâmicas convencionais, com composição à base de feldspato (SiO_2 , Al_2O_3 , Na_2O e variadas quantidades de K_2O), foram associadas às ligas metálicas, já que apresentavam baixa resistência à flexão (60-70 MPa). Contudo, a base metálica tem constantemente afetado a estética, uma vez que o metal interfere no fenômeno de reflexão. Este fato tem estimulado o desenvolvimento de sistemas totalmente cerâmicos, que possam permitir a confecção de trabalhos com maior resistência, semelhantes aos obtidos com sistemas metalocerâmicos. (ANUSAVICE, 1998; SCHERRER, 1996).

Esta busca iniciou-se na década de 60, quando McLean (McLEAN, 2001) desenvolveu a porcelana feldspática reforçada com óxido de alumínio, composta por maior quantidade de cristais de alumina (50% em massa), obtendo um alto módulo de elasticidade e uma resistência à flexão maior (180 MPa) em relação às porcelanas feldspáticas convencionais.

Em 1968, surgiu um novo tipo de cerâmica reforçada por cristais de fluormica tetrasilica ($\text{K}_2\text{Mg}_5\text{SiO}_2\text{OF}_4$), apresentando resistência à flexão variando entre 127 e 239 MPa. Este material denominado Dicor (Dentsply) apresentava uma nova técnica de processamento, caracterizada pela injeção da cerâmica por centrifugação num molde refratário obtido pelo método da cera perdida. (OILO, 1988; SEGHI, 1990).

Nas últimas duas décadas, surgiram sistemas cerâmicos também reforçados, com diferentes técnicas de processamento. Em 1989, segundo Magne e Belser (1997), foi definida a técnica da colagem de barbotina (*Slip Casting*), onde é realizada uma

dupla sinterização, criando o sistema In-Ceram (Vita). Nessa técnica, é confeccionada, na primeira cocção, uma infra-estrutura de óxido de alumínio sobre um troquel de revestimento. Esta infra-estrutura, depois de sinterizada, recebe a cobertura de um vidro de baixa fusão, que se difunde através da estrutura porosa por ação capilar. O processo consiste na aplicação de uma mistura de pó de óxido de lantânio com água destilada sobre a infra-estrutura, proporcionando após a segunda queima, uma resistência à flexão de 430 MPa. Posteriormente foram desenvolvidos copings de óxido de magnésio, mais estéticos e menos resistentes (In-Ceram Spinell, 280 MPa) e zircônio, mais resistente e menos estético, indicados para infra-estrutura de prótese parcial fixa (In-Ceram Zircônia, 630 MPa). (GIORDANO, 1995; EVANS, 1999; APHOLT, 2001).

Em 1990, foi lançado no mercado um sistema composto por uma porcelana feldspática reforçada por leucita (40 a 50%) em sua fase cristalina, denominada de IPS Empress. As restaurações realizadas com este sistema podem ser confeccionadas através da técnica da cera perdida, onde lingotes pré-ceramizados com a cor escolhida são prensados e mantidos sobre pressão (0,3 a 0,4 MPa) e calor (1150°C) no interior do molde de revestimento aglutinado por fosfato conseguido a partir do modelo de trabalho, ou pela técnica de estratificação. Sua resistência à flexão é baixa, variando entre 97 e 180 MPa. (MARTIN JR, 2005)

Em 1991, o sistema IPS Empress teve sua composição cristalina alterada para dissilicato de lítio (60%), passando a se chamar IPS Empress 2. Esta modificação teve a finalidade de melhorar as propriedades mecânicas e possibilitar a indicação para infra-estrutura de prótese parcial fixa de três elementos até a região de 2º pré-molar. O processamento técnico é semelhante ao da primeira versão do sistema, com a utilização do mesmo equipamento, alterando-se apenas o ciclo de aquecimento (920°C). Apresenta resistência à flexão de até 400 MPa. (MARTIN JR, 2005).

Em 1993, foi descrito inicialmente por ANDERSON e ODEN, e introduzido no mercado em 1994, o sistema Procera, que utiliza a técnica CAD-CAM (leitura óptica de preparos dentais e fresagem de blocos cerâmicos por máquinas controladas por computador) para produção de coroas totais de cerâmica. Neste sistema, os preparos dentais no modelo são registrados em computador e, via modem, são enviados para

uma central na Suécia. Estas informações permitem a usinagem de um novo troquel, sobre o qual é aplicada a cerâmica de óxido de alumínio. O resultado é a obtenção de uma infra-estrutura cristalina densa, com grânulos de 4 μm e resistência à flexão superior a 600 MPa. Posteriormente a infra-estrutura é coberta por uma porcelana feldspática reforçada com alumina (All-Ceram, Nobel Biocare), com resistência à flexão de 73 MPa, para formar a coroa Procera. (WAGNER, 1996; ZENG, 1996).

Outros sistemas cerâmicos também utilizam a tecnologia CAD-CAM (Cerec e Cerec II/Siems, Alemanha; Celay/Mikroma Technologies, Suíça). Entretanto, os blocos usinados por estes sistemas podem apresentar diferentes composições, dificultando comparações. (BLATZ, 2001; ROSEMBLUM, SCHULMAN, 1997).

A grande variedade na composição, com diferentes técnicas de processamento dos sistemas cerâmicos dificultam a classificação dos mesmos e impede que possam ser indicados com clareza. Além disso, pequenas alterações na composição destes materiais podem afetar significativamente sua resistência mecânica, interferindo no desempenho clínico dos mesmos.

Todos os materiais sejam mais ou menos rígidos, são passíveis de sofrerem deformações, que causam tensões, desgastes, deflexão, alongamento e torção de significante 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 do 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. Como as porcelanas empregadas como infra-estruturas 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. (SMYD, 1952; SEGHI, SORENSEN, 1995; ANUSAVICE, 1998).

Por isso, apesar do avanço tecnológico destes materiais, ainda não é possível indicá-los para a reabilitação de grandes áreas protéticas. O material restaurador escolhido para este fim ainda é a cerâmica feldspática, associada a uma subestrutura

metálica, com o objetivo de impedir o seu vergamento, dando origem às coroas metalocerâmicas.

Desta forma, a considerável variedade de sistemas cerâmicos disponíveis no mercado, no tocante à composição e técnicas de processamento, nos impulsionou a avaliar determinadas propriedades mecânicas destes materiais, indicados para infra-estrutura, com a finalidade de se obter parâmetros mais seguros para o emprego dos mesmos, lembrando que o sucesso de uma prótese parcial fixa não está relacionado apenas com as propriedades físicas do material, pois de acordo com alguns autores, indicações imprecisas, preparações dentárias insatisfatórias não atendendo às características físicas dos materiais, falhas diversas na elaboração das restaurações em laboratórios, inobservância do padrão oclusal do paciente, podem entre outros fatores, determinar o insucesso das restaurações cerâmicas.

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Verificar a resistência mecânica e dureza de materiais para infra-estrutura a base de zircônia e alumina;
- Observar a superfície através de MEV e MO;
- Observar a influência da proporção dos componentes e da temperatura de sinterização nas propriedades físicas do material;
- Observar em qual composição e temperatura de sinterização temos uma infra-estrutura mais resistente para podermos indicar sua posterior infiltração com vidro;
- Comparar a resistência mecânica de infra-estruturas com e sem infiltração de vidro.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1- Considerações Gerais

A odontologia vem tentando reproduzir a função e a estética dos dentes através do desenvolvimento dinâmico de próteses e materiais de revestimento. Este trabalho, inicialmente artesanal, sempre dependeu única e exclusivamente das mãos hábeis de um operador nas fases de preparo, moldagens e provas, e de um técnico capacitado e com sensibilidade estética para recriar a natureza do elemento dental em um material alternativo que viabilizasse a harmonia do trabalho em conjunto com dentes naturais.

O impasse entre o natural e o artificial é um desafio para a Odontologia. Os materiais limitados, a presença de metal nas restaurações, o desconhecimento da dinâmica da luz, as condições periodontais e a pequena oferta de cerâmicas variadas foram fatores que contribuíram para que este desafio se prolongasse por muitos anos. (CARDOSO, VOLPATO, VASCONCELLOS, 2003).

Quando McLEAN e HUGLES (1965) reforçaram uma cerâmica feldspática com cristais dispersos de alumina de alta resistência, as cerâmicas tradicionais começaram a se modificar. Aquele material que apresentava boas propriedades físico-químicas como transmissão difusa da luz, translucidez, diferentes matizes, compatibilidade biológica, coeficiente de expansão térmica similar ao dente; agora começava a melhorar a sua principal falha mecânica: a resistência à fratura (HONDRUM, 1992). Este era o motivo pelo qual a cerâmica necessitava de uma estrutura metálica para seu suporte nas coroas metalocerâmicas, o que interferia em suas excelentes propriedades estéticas.

Após o reforço com alumina, às cerâmicas sofreram várias modificações através do acréscimo de diferentes materiais como a leucita, fluormica, lítio, magnésio e zircônia, o que, conseqüentemente, aumentou o seu número de aplicações clínicas para facetas, *inlays*¹, *onlays*², *overlays*³, próteses fixas e adesivas (McLEAN, 1967).

¹ Restauração indireta sem envolvimento de cúspides no preparo.

² Restauração indireta onde o preparo envolve pelo menos uma cúspide.

³ Restauração indireta com envolvimento de todas as cúspides no preparo.

2.1.1-Próteses Metalocerâmicas

Nos últimos anos a odontologia tem passado por uma gama de inovações, e, conseqüentemente, mais profissionais estarão dispondo destes recursos no futuro. Embora seja uma conseqüência natural do desenvolvimento científico, é impossível esquecer a nossa realidade. As restaurações protéticas mais realizadas pelos cirurgiões-dentistas, ainda são as tradicionais coroas metalocerâmicas, que consistem em uma infra-estrutura metálica, onde camadas de cerâmica (opaco, dentina e esmalte) são aplicadas pela técnica da estratificação. Inicialmente eram obtidas em ouro-cerâmica, e atualmente, em função do alto custo dos metais nobres e seminobres, são realizadas em ligas não nobres a base de níquel-cromo. Apesar da presença do metal internamente ao revestimento cerâmico, bons resultados estéticos e funcionais são obtidos com este tipo de trabalho (CARDOSO, VOLPATO, VASCONCELLOS, 2003). Abaixo podemos observar a seqüência clínica de confecção de coroas metalocerâmicas. (Figura 1).



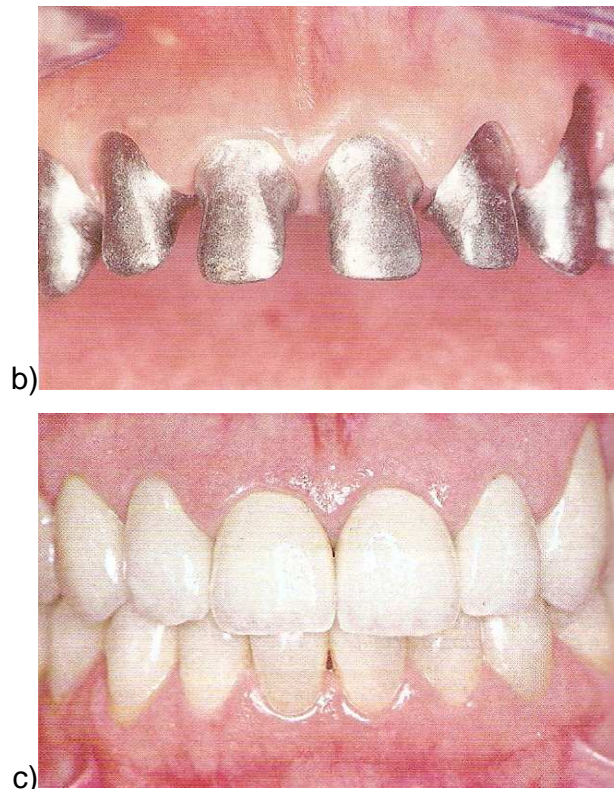


Figura 1: a) Núcleos metálicos fundidos, b) Infra-estrutura metálica em níquel-cromo, c) Coroas metalocerâmicas cimentadas.

2.1.2-Próteses sem infra-estrutura metálica

2.1.2.1-Sistema In Ceram (Vita)

Em 1988, SADOON refinou a técnica do slip-casting para produzir um coping de alta resistência que recebeu o nome de In Ceram.

De acordo com SORENSEN; KNODE; TORRES, 1992, este sistema possui dois estágios de procedimentos. No primeiro o modelo é duplicado com um material de moldagem a base de poliéster sendo que, nos casos de pontes fixas, 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; 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.

No segundo estágio faz-se a aplicação do pó de vidro misturado com água com o 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 a sua dureza de 15 a 20 vezes.

Esta fina camada de vidro faz com que a infra-estrutura de alumina sinterizada alcance uma resistência em torno de 650 MPa deixando-a, desta forma, pronta para receber uma cerâmica especial de revestimento (McLAREN, WHITE, 2000; McLEAN, 2001).

A introdução do In Ceram revolucionou a prótese Odontológica, pois o coping metálico das coroas metalocerâmicas finalmente encontrou um substituto cerâmico com as mesmas características de resistência e reforço da estrutura metálica, associadas aos benefícios estéticos das próteses livres de metal (MAGNE, BELSER, 1997).

Três sistemas In Ceram foram desenvolvidos com finalidades diferentes: In Ceram Alumina, In Ceram Spinell e In Ceram Zircônia. O In Ceram Spinell é uma mistura de óxido de alumina com óxido de magnésio, que possui maior transparência que o In Ceram Alumina; já o In Ceram Zircônia é uma cerâmica de alumínio reforçada por zircônia, o que resulta no aumento de sua resistência flexural, sendo indicada para dentes posteriores. O potencial estético destes sistemas pode ser trabalhado na confecção da infra-estrutura, pois, durante a infiltração do vidro, uma cor similar à da cerâmica de revestimento já pode ser obtida no coping (MAGNE, BELSER, 1997). A seguir na figura 2 podemos observar uma seqüência clínica do preparo de uma coroa confeccionada com o sistema In-Ceram Alumina (VITA):



a)



b)



c)

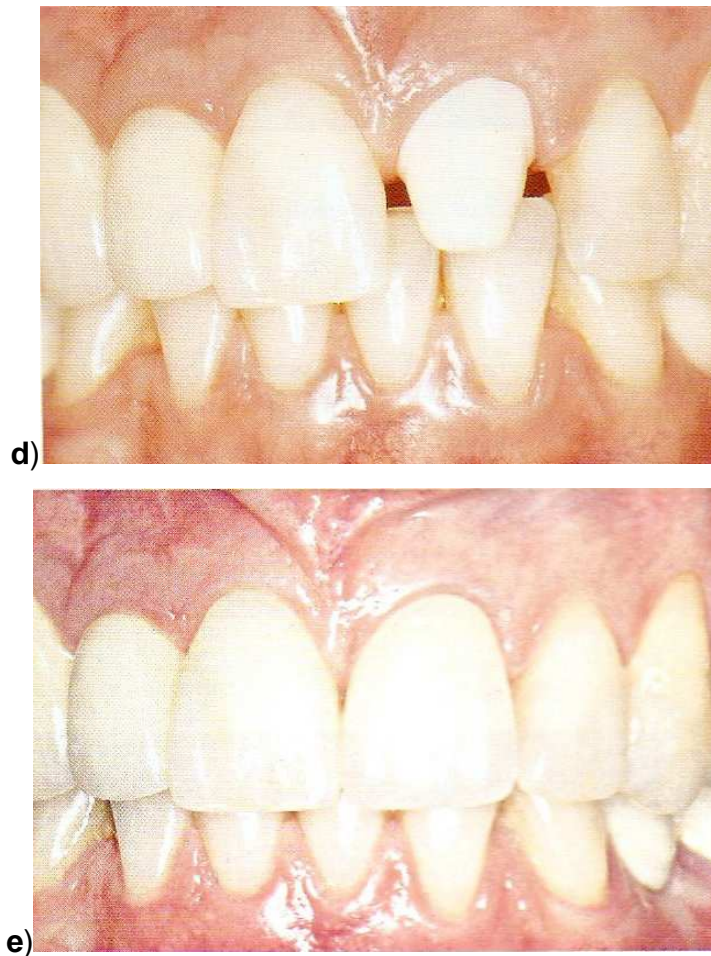


Figura 2: a) Remanescente radicular, b) Reconstrução radicular com pino de fibra de vidro, c) Características finais do preparo, d) Prova da infra-estrutura In Ceram Alumina, e) Caso finalizado.

2.1.2.2-Sistema IPS Empress (ivoclar vivadent)

Segundo PROBSTER (1992), o IPS Empress, consiste em um sistema cerâmico vítreo reforçado com cristais de leucita. Neste sistema as próteses são confeccionadas pela técnica da cera perdida e um forno especial com dispositivo de injeção (Figura 3b). As próteses são enceradas de forma convencional e incluídas em revestimento á base

de fosfato. Após a eliminação da cera, o molde é preenchido pela cerâmica plastificada no forno a 1050°C.

Há duas variações desta técnica, a primeira utiliza uma cerâmica sem pigmentos, que durante o processamento, é dada a forma da coroa, a qual receberá, após a desinclusão, a caracterização extrínseca com corantes próprios para o sistema a fim de obter maior naturalidade (técnica da pintura ou maquiagem). Esta técnica, disponível desde a primeira geração do sistema, está indicada para *inlays*, *onlays*, *overlays*, coroas e laminados. (PROBSTER, 1992)

Na segunda técnica, chamada técnica de estratificação, as pastilhas cerâmicas (Figura 3a) são de dissilicato de lítio (IPS-Empress 2). Nesse caso as pastilhas são injetadas para fazer infra-estruturas para próteses fixas de até 3 elementos para a região anterior ou posterior até segundo pré-molar. Sobre essas infra-estruturas, aplicam-se camadas ou estratos de uma cerâmica a base de fluorapatita (cerâmica para revestimento), dando forma, contorno e coloração para a peça protética. Essa técnica confere maior resistência e possibilita o uso de uma série de recursos estéticos avançados que possibilitam resultados extremamente naturais. (Fonte: www.laboratorioaliança.com.br)





Figura 3: a) IPS Empress na forma comercial; b) Forno de Injeção.

2.1.2.3 -Sistemas CAD/CAM

Através destas tecnologias, novas possibilidades estéticas surgem com a oferta de sistemas livres de metal. Porém, muito do que se desenvolveu ainda depende de todas as fases complexas que envolvem a confecção de um trabalho protético. A perspectiva futura de suspender algumas fases clínicas de responsabilidade do técnico em prótese dentária, associadas às tecnologias já existentes de sistemas computadorizados CAD/CAM, provavelmente venham a ser aplicados rotineiramente na clínica odontológica.

Os sistemas computadorizados laboratoriais são baseados na tecnologia CAD/CAM para produção industrial de próteses. O sistema CAD (*Computer-Assisted Desing*) é o desenho computadorizado da peça, realizado por uma microcâmera digital, sistema CEREC, (ESTEFAN, DAVID, DAVID, CALAMIA, 1999) ou por um scanner especializado, como é o caso dos sistemas PROCERA (ODEN, ANDERSSON,

KRYSTEK, 1998) e CEREC inlab SYSTEM (Fonte: www.sirona.es). O sistema CAM (*Computer Assisted Manufacture*) é a fabricação das peças em tornos especiais, auxiliada por computador.

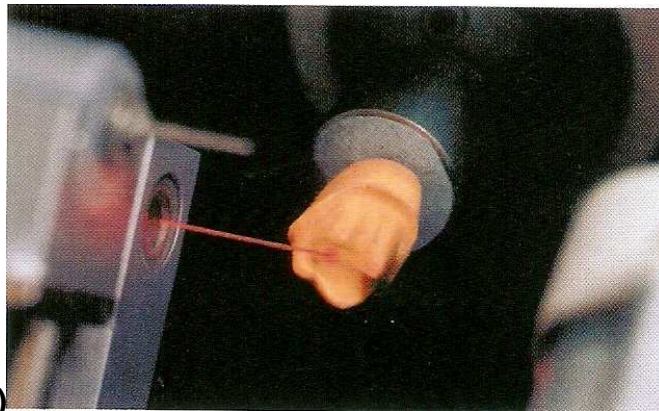
a) Sistema Cerec InLab (Siemens)

O sistema Cerec InLab foi especialmente desenvolvido para uso em laboratórios (SIRONA Dental Systems). Ele é capaz de fabricar copings unitários e próteses fixas com até três elementos sem a necessidade de solda, através do torneamento de blocos cerâmicos (Figura 4a) de alta resistência (VITA Machinable Ceramics). Uma leitura digital é realizada através de um scanner a laser que não contacta diretamente com o troquel posicionado (Figura 4b), copiando todos os detalhes do preparo e transferindo estas informações a um microprocessador convencional.

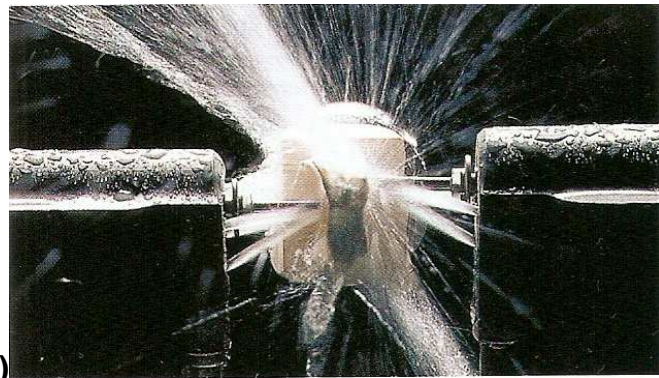
O desenho da infra-estrutura, a inclinação das paredes axiais, a área das conexões e a espessura dos copings podem ser definidas neste momento. Os blocos industrializados de cerâmica são oferecidos em vários tamanhos e nas versões Alumina, Spinell e Zircônia. Através do desenho obtido, o sistema CAM inicia o torneamento do bloco de cerâmica que dura em torno de 15 minutos para infra-estrutura de coroas unitárias e 50 minutos para infra-estruturas de próteses fixas de até 3 elementos. Duas brocas unidas ao torno trabalham paralela e simultaneamente, com refrigeração abundante (Figura 4c). O contorno interno do coping é realizado pela broca tronco-cônica longa, enquanto o externo é realizado pela ponta diamantada cilíndrica. A peça resultante é friável, porém, toda a sua adaptação e contorno devem ser checados antes de receber a infiltração de vidro. A infra-estrutura da prótese fixa não terá nenhum ponto de solda, pois foi torneada em uma peça única, e está pronta para receber a cerâmica na cor escolhida (Figura 4d). (Fonte: www.sirona.es)



a)



b)



c)



Figura 4: a) Bloco de Zircônia (VITABLOCS), b) Processo de leitura a laser do Sistema CEREC In Lab, c) Torneamento computadorizado, d) Infra-estruturas obtidas pelo sistema CEREC In Lab.

b) Sistema Procera (Nobel Biocare)

Introduzida no mercado em 1994, também faz parte do sistema CAD/CAM e produz uma porcelana cristalina sem porosidade, com estabilidade de cor, resistência à fratura e resistência flexural média de 600 MPa. Isto só é possível pela alta concentração de óxido de alumínio (99,5%), conseguido pelo seu fabricante (Nobel Biocare). Trata-se de um excelente sistema para obtenção de copings, facetas, pântico de alumina, pilar e coifa para implante. Este sistema permite o uso de cimento de fosfato de zinco, cimento resinoso, ionômero de vidro, ionômero de vidro reforçado por resina e compômeros. Atualmente, existem laboratórios de prótese no Brasil credenciados pelo fabricante para digitalização do preparo do modelo mestre. As informações com as características do preparo depois de digitalizadas são enviadas via modem para uma unidade de produção em Estocolmo, Suécia, e o programa (CAD/CAM) estabelece a espessura e o perfil de emergência apropriado, determina a linha de término definitiva, calcula o espaço de alívio necessário para o agente de cimentação da futura infra-estrutura e esta é enviada via correio para o laboratório de prótese, que após a prova fará a finalização da coroa manualmente (aplicação da porcelana de cobertura pela técnica da estratificação) (MARTIN JR, 2005). A seguir

podemos observar as excelentes qualidades estéticas de uma coroa confeccionada neste sistema (Figuras 5a e 5b)

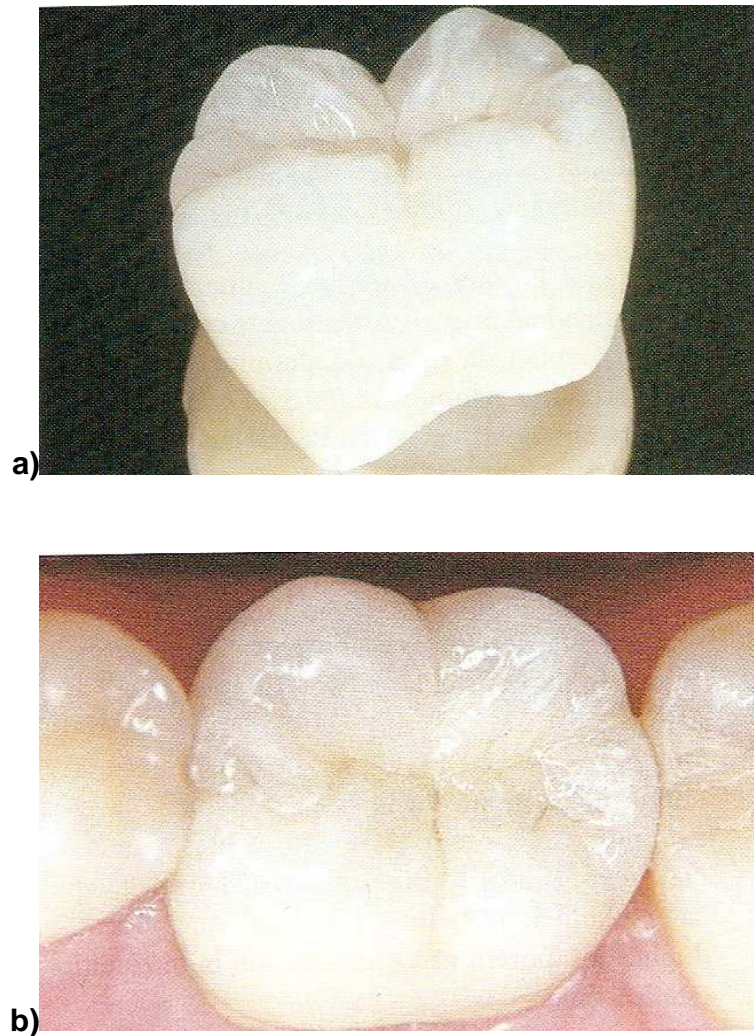


Figura 5: a) Coroa PROCERA concluída, b) Coroa PROCERA cimentada

Após termos exposto um breve resumo dos sistemas e técnicas disponíveis para a confecção de coroas, pontes e restaurações cerâmicas, vimos a necessidade de fazermos um estudo mais sistemático e objetivo sobre o assunto. Por este motivo

colocamos a seguir, em ordem de ano de publicação, estudos feitos acerca de sistemas para confecção de próteses sem infra-estrutura metálica.

Segundo McLEAN, em 1967, uma prótese confeccionada em porcelana a base de alumina apresentara 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 suficiente para resistir às 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 infra-estrutura, a fim de que durante a queima ou resfriamento não ocorresse fratura, devido à formação de qualquer tipo de 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.

JOSEPHSON et al, em 1985, realizaram uma análise comparativa da resistência à fratura de coroas totalmente cerâmicas Cerestore (Coors Biomedical – cerâmica reforçada por óxido de alumínio e magnésio) e Ceramco (Dentsply – cerâmica feldspática convencional) e coroas metalocerâmicas (metal Jel-Star e cerâmica Ceramco). Seis coroas de cada material foram confeccionadas a partir de preparos para coroa totais em primeiros molares inferiores de modelos Typodont (Columbia Dentoform). Estes preparos foram moldados com material à base de polivinil-siloxano Reprosil (LD Caulk). Os modelos para o teste mecânico foram feitos em resina epóxica, obtidos após moldagem dos modelos com o mesmo material citado anteriormente, nos quais as coroas foram confeccionadas.

Assim, as coroas, cimentadas sobre os modelos de resina epóxica foram testadas com uma carga vertical direcionada ao fosso central da superfície oclusal por um cinzel pontiagudo, com velocidade de 0,02 mm/min. As coroas metalocerâmicas apresentaram resistência à fratura acima de 4448,0 N, enquanto as coroas Cerestore apresentaram 2046,18 N e as coroas Ceramco 1267,74 N.

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

CAMPBELL; SOZIO, 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 significativa entre a resistência das próteses metalocerâmicas (313 Kgf) e as próteses de porcelana pura (152 Kgf). As fraturas das próteses de porcelana pura ocorreram a partir de falhas que se iniciaram na região onde a carga era aplicada e 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.

OILO, em 1988, avaliou a resistência à flexão e os defeitos internos das porcelanas odontológicas Biodent e Ceramco (cerâmicas feldspáticas para cobertura de infra-estrutura metálica), NBK 1000, Vitadur N e Vita Hi-Ceram (cerâmicas reforçadas com alumina), Cerestore (cerâmica reforçada com óxido de alumínio e magnésio) e Dicor (cerâmica reforçada com cristais de fluormica tetrasilica). O autor cita que a presença destes defeitos representa uma grande influência na resistência dos materiais cerâmicos, já que podem agir como iniciadores de fratura.

Cinco corpos de prova de cada material, em forma de barra, foram confeccionados nas dimensões de 20 mm X 5 mm X 1 mm. Os espécimes das cerâmicas Biodent (Dentsply), Ceramco (Dentsply), NBK 1000 (Dentsply), Vitadur N (Vita) e Hi-Ceram (Vita) foram obtidos a partir de uma matriz metálica, com medidas

proporcionalmente maiores que a dos espécimes para compensar a contração do material durante o processamento técnico, no qual a cerâmica misturada à água era aplicada e, depois de um processo de secagem, era submetida ao processo de cocção recomendado pelo fabricante. Das marcas citadas acima, somente os espécimes da Hi-Ceram foram confeccionados com o material para a infra-estrutura (coping), enquanto as demais tiveram seus espécimes divididos em cerâmicas para infra-estrutura, dentina e esmalte. Os corpos de prova das cerâmicas Cerestore (Johnson&johnson) e Dicor (Dentsply) foram obtidos através do processo da cera perdida, de acordo com as recomendações dos fabricantes.

O ensaio de resistência à flexão, em três pontos, foi realizado com carga progressiva de 0,3 N/min e velocidade média de 0,1 mm/min. Fragmentos de cada corpo quebrado, com exceção do Dicor, foram submetidos à análise de imagem computadorizada, com o objetivo do estudo do número, forma e tamanho dos defeitos internos dos materiais. Os defeitos da cerâmica Dicor foram estudados somente por microscopia eletrônica. A maior resistência à flexão foi encontrada no Dicor (139 MPa), seguida pela Hi-Ceram (155 MPa), Cerestore (145 MPa), e as demais porcelanas (Biodent, Ceramco, NBK 1000 e Vitadur N) uma média de 116 MPa. Não houve diferenças estatísticas na resistência mecânica para as cerâmicas de infra-estrutura, dentina e esmalte, dentro de uma mesma marca comercial.

A menor quantidade de poros por área foi encontrada na cerâmica Biodent (36,5 poros/mm²), enquanto a maior foi na cerâmica Cerestore (4367 poros/mm²). Além disso, a quantidade de poros nos espécimes de cerâmica para esmalte foi menor em relação aos espécimes de cerâmica para infra-estrutura, com exceção da marca Biodent. A média de tamanho dos poros foi de 10 µm para todas as cerâmicas, com exceção do Dicor, o qual apresentou uma média de 1 µm. A área de secção transversal média ocupada pelos poros foi abaixo de 10% para a maioria das porcelanas, sendo que variações nesta porcentagem apareceram somente para os materiais Vitadur N e Cerestore, com 17,5% e 32,5%, respectivamente. Formas mais irregulares dos poros foram observadas nas cerâmicas Dicor, Vitadur N e Cerestore, enquanto as demais apresentaram defeitos com formato aproximadamente circular. Com a análise dos

resultados, o autor concluiu que não houve correlação entre a resistência à flexão e a quantidade de poros.

HOJJATIE; ANUSAVICE, em 1990, 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.

SEGHI et al , em 1990, compararam a resistência à flexão das cerâmicas Excelco (Excelco), Ceramco 2 (Ceramco), Vitadur D (Vita), VMK 68 (Vita), Vitadur N (Vita), Hi-Ceram (Vita), Dicor (Dentsply), Mirage (Myron), Cerinate (Den-Mat) e Optec HSP (Jeneric), objetivando informar pesquisadores e clínicos sobre as necessidades a serem consideradas no desenho e seleção desses materiais. Os quatro primeiros materiais citados consistem em porcelanas feldspáticas sem reforço; as cerâmicas Vitadur N e Hi-Ceram são reforçadas com alumina; o Dicor apresenta o reforço da fluormica tetrasílica; a porcelana Mirage é reforçada com óxido de zircônia; as cerâmicas Cerinate e Optec HSP são reforçadas com leucita. Os corpos de prova destes materiais foram obtidos através do preenchimento de um molde de polivinil-siloxano e submetidos ao processamento recomendado pelo fabricante. Os espécimes da cerâmica Dicor foram obtidos por meio de padrões de resina acrílica, os quais foram incluídos e, após eliminação da resina pelo aumento da temperatura, foi formado um molde para a injeção desta cerâmica fundida. As dimensões finais dos corpos de prova foram: 20 mm X 6 mm X 1 mm, na forma de barra. Os espécimes foram submetidos ao teste de resistência à flexão, em três pontos, sustentados por apoios cilíndricos de aço a uma distância de 13 mm entre si, com velocidade de 0,025 mm/min. Os valores de resistência à flexão foram, em ordem decrescente: Hi-Ceram (139,30 MPa), Dicor (127,71 MPa), Vitadur N (123,49 MPa), Optec HSP (103,84 MPa), Cerinate (94,80 MPa), Mirage (70,25 MPa), VMK 68 (65,54 MPa), Vitadur D (62,49 MPa), Ceramco 2 (61,37 MPa) e Excelco (55,18 MPa). Para os autores, existem alguns fatores que influenciam na resistência dos materiais cerâmicos, tais como: composição, presença de defeitos internos, espessura do material e métodos de processamento.

De uma forma geral, todos os materiais avaliados são compostos por uma matriz vítrea com variadas quantidades de fase cristalina dispersa. Esta fase vítrea é responsável pelos mecanismos de falha nos materiais cerâmicos, e apresenta uma resistência 100 vezes menor em relação ao material como um todo. A inclusão de partículas de alumina cristalina nos materiais Vitadur e Hi-Ceram eleva o módulo de elasticidade e, conseqüentemente, aumenta a resistência à flexão dos mesmos. Quanto aos defeitos internos, quanto maior a quantidade de fendas e porosidades em materiais de mesma composição e processamento técnico, menor é a resistência à flexão do mesmo. Outro fator de grande influência na resistência é a espessura da cerâmica, ou seja, mesmo utilizando materiais reforçados com cristais de alumina ou leucita, porém em espessuras inferiores ao mínimo recomendado, estes podem apresentar resultados de resistência semelhantes em relação às porcelanas feldspáticas sem reforço que apresentam uma espessura suficiente.

Finalmente, dentro do método de processamento, a utilização de uma cristalização controlada promove aumento da resistência da cerâmica. Pelo menos dois materiais utilizados neste estudo (Dicor e Optec) utilizam este processamento. Infelizmente, a maneira como ocorre o mesmo é ainda pouco conhecida. Os autores concluíram que os materiais cerâmicos reforçados produziram valores de resistência à flexão significativamente maiores em relação às porcelanas feldspáticas sem reforço.

KERN; KNODE; STRUB, 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 à 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 0,5 mm e este tipo de prótese fixa deve ser contra-indicada em pacientes com sobre mordida ou bruxismo.

SORENSEN; KNODE; TORRES , 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 e 3,5 μm 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 de 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.

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 indica 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 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 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.

PROBSTER em 1992 estudou a resistência à fratura dos sistemas cerâmicos In-Ceram Alumina (Vita) e IPS Empress (Ivoclar).

Para o teste de resistência à fratura, foram confeccionados seis coroas para o In-Ceram e doze para o IPS Empress (seis para a técnica da caracterização extrínseca e seis para a estratificada). Essas coroas foram obtidas com medidas padronizadas a partir de um troquel metálico de cobalto-cromo, com ombro de 1mm de largura, simulando um incisivo central superior. O processo de confecção dos corpos de prova

In-Ceram e IPS Empres foi de acordo com as recomendações dos fabricantes. Para o grupo controle, foram utilizadas coroas metalocerâmicas de níquel-cromo (Wiron 88) cobertas com a porcelana Vita VMK 68 (Vita). Os corpos de prova foram fixados no troquel de cromo-cobalto com cimento de fosfato de zinco (Harvard Cement). Trinta minutos após a cimentação, as coroas de cerâmica foram submetidas ao ensaio de resistência à fratura, com uma ponta esférica de aço de 5 mm de diâmetro posicionada no centro do corpo de prova, a uma velocidade de 0,5 mm/min. O autor observou que não houve diferenças estatísticas entre as coroas totalmente cerâmicas (In-Ceram, 946,2 N; IPS Empress, pela técnica da caracterização extrínseca, 814,1 N e IPS Empress pela técnica estratificada, 750,6 N). A resistência das coroas metalocerâmicas (1494,1 N) foi estatisticamente superior em relação às coroas totalmente cerâmicas. Foi concluído que os dois sistemas cerâmicos estudados apresentaram valores de resistência adequados para serem usados clinicamente.

ANDERSSON; ODÉN, em 1993, descreveram a obtenção de uma porcelana de alumina densamente sinterizada e com alta pureza (Procera), utilizada na confecção de infra-estruturas, 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 e 20%, foi calculado a partir do conhecimento da quantidade de contração do material. A resistência à flexão de 14 amostras 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 estabelecidos em 14,2 mm. A média da força aplicada foi de 0,498 N/seg (0,005 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, 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 In-Ceram fraturaram entre o pântico e o conector sendo que em 4 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 mais estudada antes de ser utilizada por profissionais.

PROBSTER, em 1993, 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 obedeciam às condições mínimas indicadas pelo fabricante do material, e outra prótese foi perdida devida 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; FECHTIG; STRUB, 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 em borracha para simular a ação do ligamento periodontal, possibilitando assim movimentação horizontal e vertical. 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 1,0% de timol a 37°C em

saliva artificial, por 7 dias e o outro grupo foi armazenado em saliva artificial por 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.

SEGUI; SORENSEN, em 1995, avaliaram a resistência à flexão de três pontos das cerâmicas: Mark II (Vita, reforçada com sanidina), IPS-Empress (Ivoclar, reforçada com leucita), Dicor MGC (Dentsply, reforçada com fluormica tetrasílica), In-Ceram Alumina (Vita, reforçada com óxido de alumínio), In-Ceram Spinell (Vita, reforçada com óxidos de magnésio e alumínio) e In-Ceram Zircônia (Vita, reforçada com 67% de óxido de alumínio e 33% de óxido de zircônio), utilizando como controle a cerâmica sem reforço cristalino Soda-lime Glass (Hugh Courtmright) e a porcelana feldspática reforçada com leucita VMK 68 (Vita). Os meios de obtenção de cada material variaram de acordo com o tipo de cerâmica, sendo obtidos em média 18 corpos de prova de cada material, nas dimensões de 20 mm x 5 mm x 1 mm. O grupo do IPS-Empress foi dividido em dois, sendo que um deles recebeu apenas um polimento de superfície e o outro, foi submetido a uma queima para que o glaze da superfície fosse obtido. Pelos dados obtidos, notou-se diferença significativa entre os materiais In - Ceram Zircônia (603,7 MPa), In-Ceram Alumina (446,42 MPa), In-Ceram Spinell (377,92 MPa) Dicor MGC (228,88 MPa), IPS Empress glazeado (127,67 MPa), Mark II (121,67 MPa), IPS Empress polido (97,04 MPa), Soda-lime Glass (92,24 MPa) e VMK 68 (70,78 MPa). A cerâmica In-Ceram zircônia apresentou os maiores valores de resistência à flexão,

enquanto as porcelanas de controle mostraram-se menos resistentes que todas as cerâmicas testadas.

SEGUI; DENRY; ROSENTIEL, em 1995, avaliaram a resistência à fratura e a dureza de onze porcelanas odontológicas: Optec HSP, IPS Empress (reforçadas por leucita), Vitadur N para infraestruturas, 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). Duas cerâmicas feldspáticas convencionais Vita VMK 68 e Excelco (reforçadas por leucita) e uma cerâmica sem reforço cristalino, Soda lime glass foram utilizadas como grupo controle. Os corpos de prova em forma de disco com 3,0 mm de espessura e 15,00 mm de diâmetro foram confeccionados de acordo com as recomendações de cada fabricante. Para determinar a resistência à fratura foi utilizada a técnica da endentação, ou seja, cada corpo de prova recebeu 5 endentações, feitas distantes entre si, através da aplicação de uma carga de 9,8 N em um aparelho de teste de microdureza durante 15 segundos. Os autores concluíram que as novas porcelanas reforçadas com alumina mostraram maior resistência à fratura em relação a porcelana feldspática convencional e que as porcelanas reforçadas por leucita e fluormica apresentaram resultados que demonstraram um aumento de dureza em relação às porcelanas feldspáticas convencionais, sem entretanto, ser igual à porcelana reforçada com alumina.

GIORDANO et al, em 1995, analisaram a resistência à flexão dos componentes do sistema In-Ceram, avaliando a resistência da estrutura de alumina sinterizada e não infiltrada por vidro, do vidro para infiltração e da estrutura de alumina sinterizada e infiltrada por vidro fundido, comparando-as com a cerâmica feldspática convencional (VMK 68 – Vita) e com a cerâmica para injeção Dicor (Dentsply). Foram obtidas quinze barras de cada grupo, com as dimensões de 3,0 mm X 3,0 mm X 30,0 mm, conforme as indicações dos fabricantes. Todas as barras foram submetidas ao teste de flexão de quatro pontos em uma máquina Instron (modelo 1125, Instron Corp. Mass.), a uma velocidade de 0,01 pol/min. Os apoios foram posicionados à barra com distâncias internas de 10,00 mm e distâncias externas de 20,00 mm. Os valores obtidos foram de $18,39 \pm 5,00$ MPa para a alumina sinterizada do In-Ceram, $76,53 \pm 15,23$ MPa para o vidro de infiltração, e $236,15 \pm 21,94$ MPa para a base de alumina sinterizada e

infiltrada do In-Ceram. A cerâmica feldspática convencional autoglaçada obteve valores de $69,74 \pm 5,47$ MPa, tal como a cerâmica Dicor sem acabamento, $71,48 \pm 7,17$ MPa – uma elevação destes valores foi observada após o acabamento com pastas de polimento diamantadas atingindo valores de $107,78 \pm 8,45$ MPa.

WAGNER E CHU, em 1996, avaliaram a resistência à flexão biaxial em três pontos, a resistência à fratura e as características de propagação de fraturas das cerâmicas Procera (Nobel Biocare), In-Ceram (Vita) e IPS-Empress (Ivoclar). Dez corpos de prova de cada material, em forma de disco e dimensões de 16 mm X 2 mm, foram confeccionados de acordo com as recomendações dos fabricantes e testados para avaliação da resistência à flexão biaxial que consiste em um teste onde 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 um êmbolo em posição concêntrica em relação ao suporte inferior do disco. Em seguida, os espécimes foram analisados em microscópio eletrônico (Hitashi). Os resultados mostraram diferenças significativas na resistência à flexão para os três materiais ($p \leq 0.05$). O material com maior média de resistência foi o Procera (687 MPa), seguido pelo In-Ceram (352 MPa) e o IPS-Empress (134 MPa). Não houve diferenças estatísticas na resistência à fratura das cerâmicas Procera ($4,48 \text{ MPa.m}^{1/2}$) e In-Ceram ($4,49 \text{ MPa.m}^{1/2}$), porém ambas apresentaram valores significativamente maiores ($p < 0.005$) em relação ao IPS-Empress ($1,74 \text{ MPa.m}^{1/2}$). As fraturas da cerâmica Procera seguiram um padrão intergranular. A cerâmica In-Ceram apresentou uma estrutura com duas fases distintas, uma matriz vítrea e uma segunda fase reforçada com alumina, as fraturas deste espécime se propagaram através da fase cristalina de alumina, enquanto no IPS-Empress não foi observado um padrão de fratura.

SORENSEN et al, 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.

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

EDELHOFF et al, em 1999, estudaram infra-estruturas de próteses confeccionadas com IPS Empress 2 e chamaram a atenção para a necessidade dos conectores apresentarem dimensões apropriadas, $12,00 \text{ mm}^2$ no mínimo na região anterior e de $16,00 \text{ mm}^2$ a $20,00 \text{ mm}^2$, 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 ± 50 MPa e indicaram a cimentação adesiva, sempre com isolamento absoluto, como preferencial, com as superfícies internas das restaurações sendo condicionadas com ácido fluorídrico a 5% durante 20 segundos.

WEN et al, em 1999, estudaram a resistência à flexão biaxial em três pontos e a resistência à fratura das cerâmicas Procera (Nobel Biocare), In-Ceram (Vita) e IPS Empress (Ivoclar). Dez corpos de prova de cada material, em forma de disco e dimensões de 13 mm x 1,2 mm, foram obtidos de acordo com as recomendações do fabricante e testados com velocidade de 1 mm/min. Verificou-se que não houve diferenças estatísticas, na resistência à flexão, entre as cerâmicas Procera (472 MPa) e

In-Ceram (433 MPa), porém ambos foram estatisticamente mais resistentes em relação ao IPS Empress (115 MPa). A resistência à fratura do material In-Ceram ($4,83 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) foi maior em relação ao Procera ($3,84 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) e ao IPS Empress ($1,27 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$).

A microscopia eletrônica revelou um padrão de fratura intergranular, com o mínimo de porosidades na cerâmica Procera. Os espécimes da cerâmica IPS Empress apresentaram fraturas na matriz vítrea e nos cristais de leucita e o In-Ceram mostrou fratura do infiltrado vítreo, com desalojamento dos cristais de alumina. Os autores concluíram que a resistência à flexão das cerâmicas Procera e In-Ceram são semelhantes às ligas de ouro, e que os materiais estudados podem ser indicados para restaurações unitárias em dentes posteriores.

McLAREN; WHITE, em 2000 apresentaram as indicações clínicas e os roteiros clínicos e laboratoriais para a 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 infra-estrutura 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 infra-estrutura são infiltrados por vidro de baixa viscosidade de lantânio à alta temperatura, o que confere grande resistência. A zircônia foi introduzida para fortalecer ainda mais a infra-estrutura e por isso esta porcelana está indicada para a confecção de coroas e próteses fixas na região posterior.

A infra-estrutura de In-Ceram alumina consiste em 99,9% de alumina que é sinterizada a 1100°C , 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 resistência 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 no mínimo 1,0 mm, sendo necessários 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 infra-estrutura na região. Todos os ângulos internos devem ser arredondados para minimizar a concentração de estresse. A avaliação dos efeitos da porcelana de cobertura na resistência da prótese demonstra somente uma mínima queda da resistência se a infra-estrutura apresentar 1,0 mm de espessura. Se a infra-estrutura for confeccionada com 0,5 mm a resistência cai drasticamente. Portanto, a espessura da infra-estrutura deve ser a maior possível para aumentar a 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 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.

ITINOCHE et al, 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 metalocerâmicos. Como, por exemplo: a otimização da estética pela transmissão da luz, menor condutibilidade térmica em relação ao metal, minimizando respostas pulpares indesejáveis, melhor diagnóstico radiográfico por ser 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.

MIYASHITA et al, em 2000, realizaram uma avaliação da resistência à flexão de dois sistemas cerâmicos para a confecção de infra-estruturas para próteses parciais fixas: o In-Ceram Alumina (Vita) e o Empress 2 (Ivoclar). Foram confeccionados dez corpos de prova de cada material com dimensões de 15,0 mm X 4,0 mm X 3,0 mm. As amostras foram submetidas ao ensaio de flexão de três pontos. Os valores médios de resistência foram superiores estatisticamente para o In-Ceram Alumina (409,47 MPa) em relação à cerâmica Empress 2 (308,62 MPa).

TINSCHERT et al, em 2000, estudaram a resistência à flexão, em quatro pontos de oito materiais cerâmicos: seis cerâmicas de infra-estrutura e duas cerâmicas de recobrimento estético: Cerec Vita Mark II (porcelana feldspática, Vita), Dicor (fluormica tetrasílica, Dentsply), In-Ceram Alumina (óxido de alumínio, Vita), IPS Empress (leucita, Ivoclar), Vitadur Alpha para infra-estrutura (feldspática reforçada com alumina, Vita), Vitadur Alpha para cobertura (feldspática, Vita), VMK 68 (feldspática, Vita) e Zircônia TZP (95% de óxido de zircônio parcialmente estabilizado por 5% de Y_2O_3 , Metoxit AG). Foram confeccionadas trinta barras retangulares para cada material nas dimensões de 30,0 mm (comprimento) X 3,2 mm (largura) X 1,7 mm (espessura) e submetidas ao ensaio de flexão de quatro pontos. Os maiores valores de resistência foram encontrados nas cerâmicas: Zircônia – TZP ($913,0 \pm 50,2$ MPa), In-Ceram Alumina ($429,3 \pm 87,2$ MPa) e Vitadur Alpha core ($131,0 \pm 9,5$ MPa), em que os valores médios de resistência foram estatisticamente significantes. Para os outros materiais cerâmicos (Cerec Mark II, Dicor, IPS Empress, Vitadur Alpha Dentin, Vita VMK 68), os valores médios de resistência variaram entre 60,7 e 86,3 MPa, não apresentando diferenças estatisticamente significantes, de acordo com o teste de comparação múltipla de *Schffé*. Os resultados deste estudo demonstraram que a natureza crítica do processo de fabricação, em condições laboratoriais, pode produzir falhas superficiais de resistência-limite e estes defeitos podem causar maiores falhas em condições clínicas.

McLEAN, em 2001, realizou uma revisão bibliográfica da evolução das porcelanas dentais no século XX, onde descreveu o desenvolvimento dos vários tipos de porcelanas disponíveis atualmente no mercado, seus modos de confecção e suas características. 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 prévio, que favorece a redistribuição do estresse e redução de fraturas.

FILSER et al, em 2001, avaliaram a resistência de restaurações de porcelana pura confeccionadas pelo sistema DCM “direct ceramic machining” usando as porcelanas In-Ceram Alumina, IPS Empress 2 e Zircônia TZP. Foram confeccionadas 15 infra-estruturas de próteses fixas de 3 elementos para a reposição do primeiro molar. O corte das áreas de conexão foi de $6,9 \text{ mm}^2$, sendo a altura do pântico de 2,7 mm e a

largura vestíbulo-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 infra-estruturas. Os dentes pilares foram confeccionados em aço, envolvidos por um material borrachóide com espessura de 0,75 mm, para simular o periodonto de sustentação. As infra-estruturas 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 1500°C. No passo seguinte as infra-estruturas foram infiltradas com vidro de lantânio e revestidas com a porcelana Vitadur Alpha. As infra-estruturas 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 encontrados na boca. A velocidade utilizada na máquina de ensaio durante o teste foi de 0,5 mm/min. Para evitar contatos danosos entre os componentes de carga da máquina e as infra-estruturas 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, valores maiores do que os apresentados pelas próteses confeccionadas com 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), valor maior do que o das próteses de In-Ceram revestidas com porcelana (972 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 de 6,9 mm² confeccionadas com TZP apresentaram excelente comportamento mecânico.

Para a avaliação clínica foram instaladas próteses fixas com infra-estrutura em TZP na região de molar que apresentavam pânticos com menos de 10,00 mm². No exame de reavaliação após um ano, foram avaliados danos nas infra-estruturas 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 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 falhas 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.

ROULET; JANDA, em 2001, relataram que existem várias porcelanas odontológicas 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, seguido do In-Ceram Zircônia com 516 MPa.

VON STEYERN; JONSSON; NILNER, em 2001, realizaram avaliação de 5 anos de 20 próteses fixas de três elementos, confeccionadas em In-Ceram e cimentadas na região posterior de dezoito pacientes. Onze próteses foram cimentadas para a reposição de pré-molares e nove para reposição de molares. A avaliação inicial foi realizada após seis meses da cimentação 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.

APHOLT et al, em 2001, estudaram a resistência á flexão, em três pontos, das cerâmicas In-Ceram Alumina (Vita) e In-Ceram Zircônia (Vita), processadas de maneira convencional ou por meio da máquina controlada por computador do sistema Cerec II. Quinze corpos de prova, em forma de barra com dimensões de 13 mm (comprimento) x 4 mm (largura) x 3 mm (espessura) foram produzidos para cada um dos seguintes

grupos: 1. In-Ceram Alumina processado pelo sistema Cerec II (grupo controle); 2. In-Ceram Alumina processado de forma convencional (compactação do pó num molde e sinterização à 1120°C, seguido da infusão de vidro) confeccionado em nosso laboratório; 3. In-Ceram Alumina processado de forma convencional confeccionado no laboratório da Vita; 4. Bloco de In-Ceram Alumina pré-fabricado (Vitablocs) cortado nas dimensões especificadas; In-Ceram Zircônia processado pelo sistema Cerec II (Vitablocs-Zirconia, Vita). Além disso, espécimes dos mesmos materiais foram confeccionados nas mesmas dimensões e seccionados formando 06 grupos: I. In-Ceram Alumina processado pelo sistema Cerec II, seccionado ao meio (perpendicular ao longo eixo do espécime); II. In-Ceram Alumina processado de forma convencional, seccionado ao meio (perpendicular ao longo eixo do espécime); III. In-Ceram Alumina processado pelo sistema Cerec II, seccionado transversalmente em 45°; IV. In-Ceram Alumina processado pelo sistema Cerec II, seccionado frontalmente em 45°; V. In-Ceram Alumina processado pelo sistema Cerec II, seccionado perpendicularmente ao longo eixo do espécime, com posterior arredondamento dos ângulos formados pelo corte; e VI. In-Ceram Zircônia processado da mesma forma que o do grupo V. Estes cortes foram realizados porque na maioria das vezes, a infra-estrutura da prótese fixa In-Ceram chega ao cirurgião - dentista com uma secção entre o pântico e o retentor para a primeira prova desta na boca. Assim, visando simular uma situação clínica, os autores fizeram uma comparação *in vitro* de estruturas não seccionadas (controle) e estruturas seccionadas com posterior união pela cerâmica do mesmo sistema. O teste mecânico foi realizado com distância entre os suportes de aço de 10 mm e velocidade de 0,5 mm/minuto. Verificou-se que os maiores valores de resistência foram obtidos nos grupos 4 (630 MPa) e 5 (624 MPa), semelhantes estatisticamente entre si. Não houve diferenças estatísticas entre os grupos 1 (511 MPa) e 2 (498 MPa). Uma maior quantidade de porosidade foi observada nos espécimes fraturados do grupo 2 (40%) em relação aos grupo 1, 4 e 5 (quantidade insignificante de poros).

Os diversos tipos de secção proporcionaram uma diminuição significativa na resistência dos materiais (I- 324 MPa; II- 348 MPa; III- 374 MPa; IV- 406 MPa; V- 434 MPa; VI- 475 MPa). Comparando-se estes grupos não houve diferenças estatísticas entre V e IV, e ambos foram estatisticamente superiores aos grupos I e II. Também não

houve diferenças estatísticas entre os grupos 1 e VI. Não foram observadas fraturas na interface formada pela aplicação da cerâmica nas secções (falha adesiva). Assim, o fator primordial para a diminuição na resistência mecânica destas cerâmicas foi a alta quantidade de porosidades no material cerâmico usado para preencher estas secções (I- 53%; II- 60%; III- 47%; IV- 14%; V- 20%; VI- 20%).

TINSCHERT et al, em 2001, avaliaram a resistência à fratura *in vitro* de próteses parciais fixas posteriores de três elementos totalmente cerâmicos. Foram confeccionados modelos de liga níquel-cromo (Wiron 99 – Bego), com preparos de coroas totais em segundo pré-molar e segundo molar, com redução oclusal de 1,5 mm, ângulo de convergência entre as paredes de 10° a 12° e término cervical em chanfro de 30° com 0,9 mm de espessura, sobre os quais foram confeccionadas infra-estruturas com 0,8 mm de espessura e conectores com 4,0 mm de altura no sentido ocluso-gengival. Os materiais utilizados foram: IPS Empress (Ivoclar) porcelana reforçada por leucita; IPS Empress 2 (Ivoclar) cerâmica de dissilicato de lítio; In-Ceram Alumina (Vita); In-Ceram Zircônia (Vita); e DC Zircon (DCS Dental – Vita) cerâmica de zircônia parcialmente estabilizada. As infra-estruturas de In-Ceram e DC Zircon foram obtidas pelo sistema computadorizado CAD/CAM, Precident DCS system – em que um escaneamento mecânico digital (Precimill) é realizado sobre os preparos e os dados são transferidos ao computador, que calcula e desenha a forma da infra-estrutura e blocos cerâmicos pré-sinterizados são usinados por meio de uma máquina de usinagem (Precimill), obtendo estruturas controladas e uniformes. As cerâmicas do sistema In-Ceram sofrerão, posteriormente, infiltração por vidro fundido. As restaurações do sistema IPS Empress foram obtidas pela inclusão de padrões de cera em revestimento e uso da técnica de cera perdida e injeção de cerâmica fundida. As infra-estruturas confeccionadas foram recobertas pelas respectivas porcelanas de revestimento estético, exceto a cerâmica de leucita (IPS Empress), que foi confeccionada em sua forma final para a realização da técnica de caracterização com corantes. Todas as próteses obtidas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco sobre os modelos metálicos.

Os testes foram realizados com as estruturas secas e o carregamento foi realizado na região central da face oclusal a uma velocidade de 0,5 mm/min, em uma

máquina de ensaios universal (Zwick). Durante os testes, a formação inicial das fraturas ocorreu ao redor dos pontos de carga, havendo uma propagação da fratura em direção à mucosa dos conectores, acompanhando o plano de máxima tensão gerada; algumas vezes as fraturas das coroas dos dentes pilares ocorreram na margem gengival adjacente à área do conector. As porcelanas de zircônia parcialmente estabilizadas (DC Zircon) foram as que revelaram maior resistência à fratura, com valores comparáveis aos das metal-cerâmicas, com cargas de falha superando 2000 N; valores intermediários foram obtidos pelo In-Ceram Zircônia e o IPS Empress 2, e os menores valores, inferiores a 1000 N, foram obtidos pelo In-Ceram Alumina e o IPS Empress reforçado por leucita.

ESQUIVEL-UPSHAW et al, em 2001, realizaram testes de resistência à flexão de três materiais cerâmicos: o IPS Empress (Ivoclar) porcelana feldspática reforçada por cristais de leucita; In-Ceram Alumina (Vita), e Procera AllCeram (Nobel Biocare). Foram confeccionados corpos de prova com tamanhos aproximados de $5,0 \pm 0,25$ mm em largura, $1,0 \pm 0,2$ mm em espessura, e 21 mm de comprimento. As amostras foram uniformizadas com lixa 600, que apresentam tamanho de partículas equivalentes a 15 μ m, foram limpas com um ultra-som em água destilada. O ensaio de três pontos foi realizado em uma máquina de ensaios universal (Instron 8501) a uma distância entre os suportes de 13,55 mm, sendo a carga aplicada no centro da amostra. A resistência à flexão obtida foi de $176,9 \pm 13,0$ MPa para o IPS Empress; $323,4 \pm 51,9$ MPa para o In-Ceram Alumina; e $464,3 \pm 41,3$ MPa para o Procera AllCeram.

RAIGRODSKI e CHICHE, em 2001, realizaram uma revisão da literatura indexada, avaliando a eficácia e segurança no uso de próteses parciais fixas anteriores totalmente cerâmicas. Segundo os autores, a principal vantagem das restaurações cerâmicas é o aumento na profundidade de translucidez e transmissão de luz, tanto em profundidade como através de toda a restauração. Como principal desvantagem citam a falta de dados clínicos em relação a eficiência no uso ao longo do tempo desta modalidade de trabalho, devendo as limitações e contra-indicações serem avaliadas cuidadosamente. A criação de grande tensão nas áreas dos conectores aumenta o risco da fratura catastrófica, sendo totalmente contra-indicado o seu uso em próteses de extremo livre, além do uso de dentes pilares com suporte periodontal comprometido

e que apresentem nítido aumento de mobilidade. Em relação aos trabalhos *in vitro*, a realização de ensaios mecânicos em corpos de prova retangulares ou em forma de discos não acompanha a configuração geométrica complexa das próteses parciais fixas. A reflexão das condições clínicas nestes estudos, conseqüentemente, deve ser questionável.

MIYASHITA et al, em 2002, realizaram um estudo comparando a resistência à flexão de In-Ceram Alumina e Zircônia, após um corte na porção central do corpo de prova e posterior reparo com o próprio material, ressinterização e infiltração com vidro fundido. Foram confeccionados quatro grupos com dez amostras cada, com dimensões de 15,0 mm X 4,0 mm X 3,0 mm. No grupo 1 (G1) o In-Ceram Alumina foi sinterizado durante duas horas, a 1120°C, e infiltrado por vidro fundido durante duas horas, no grupo 2 (G2) as amostras após a sinterização foram seccionadas ao meio com discos diamantados e reparadas com a própria porcelana de alumina, repetindo-se o ciclo de sinterização e a infiltração de vidro; no grupo 3 (G3) o In-Ceram Zircônia foi sinterizado com dois ciclos de queima, o primeiro a 1120 °C por duas horas e o segundo ciclo a 1180°C durante duas horas, foi realizado posteriormente um ciclo para a infiltração do vidro a 1140°C por duas horas; no grupo 4 (G4) as amostras de In-Ceram Zircônia, após os ciclos de sinterização, foram separadas ao meio com disco diamantado e unidas com a cerâmica de zircônia, repetindo-se os ciclos de sinterização e realizando-se a infiltração do vidro. As amostras dos quatro grupos foram submetidas ao ensaio de flexão em três pontos em um equipamento de ensaios universal (MTS), a uma velocidade de 0,75 mm/min. Os dados obtidos foram os seguintes: G1 420,96 ± 79,40 MPa; G2 188,77 ± 39,08 MPa; G3 580,10 ± 74,01 MPa e G4 240,48 ± 45,54 MPa, não havendo diferença estatística entre os grupos G2 e G4.

GUZZATO et al, em 2002, avaliaram as propriedades mecânicas do In-Ceram Alumina (ICA) e do In-Ceram Zircônia (ICZ). Foram preparados noventa e quatro discos, com 1,0 mm de espessura e 16,0 mm de diâmetro, e seis barras, com 30,0 mm X 12,5 mm X 1,0 mm. Todas as amostras foram confeccionadas a partir de moldes de silicone, com abertura superficial no topo e na base, apoiadas sobre uma base de gesso especial fornecida pelo fabricante. A barbotina do In-Ceram Alumina e Zircônia foi vazada no molde e secas antes da sinterização em alta temperatura no forno

Inceramat II (Vita), segundo as recomendações do fabricante, e posteriormente infiltradas com vidro fundido. O excesso de vidro foi removido com jato de óxido de alumínio de 50 μm , a uma pressão máxima de 0,25 MPa. Após o desgaste com discos diamantados e polimento com pastas diamantadas, as amostras receberam os ciclos de queima, simulando os passos seguintes de aplicação do revestimento estético.

Como uma coloração irregular poderia corresponder a uma distribuição irregular do vidro fundido através dos poros cerâmicos, foram realizados os testes de resistência e tenacidade, dividindo o ICZ em dois grupos: um com vidro na superfície tensil (ICZG), e outro aparentemente sem vidro na face tensil (ICZN). Então, as fases cristalinas de ambos os grupos foram observadas por meio da análise de difração de raios-x. Os resultados da análise comparativa das superfícies do ICZG e ICZN demonstraram não haver diferença na composição das fases. Foi concluído que o aspecto irregular possivelmente é devido a uma distribuição irregular dos pigmentos, que não acompanham o vidro fundido. Nos ensaios de flexão biaxial não foram observadas diferenças significativas entre os grupos ICA (600 ± 60 MPa) e ICZ (620 ± 61 MPa). A análise de difração de raios-x mostrou uma pequena transformação dos cristais de zircônia tetragonal em monoclinico, quando as amostras eram fraturadas, justificando a existência de uma modesta diferença na resistência à fratura entre as duas cerâmicas.

CHONG et al, em 2002, compararam a resistência à flexão dos sistemas In-Ceram Alumina e do In-Ceram Zircônia. A probabilidade de falha dos dois sistemas foi analisada com e sem a laminação pela porcelana Vitadur-Alpha. Foram confeccionados dez corpos de prova de cada material. As amostras de In-Ceram Alumina foram confeccionadas vertendo-se a barbotina diretamente no interior de moldes de silicone de consistência ótima, com dimensões maiores do que seriam necessárias. As dimensões iniciais foram de aproximadamente 21 mm x 7 mm x 2 mm. O material seco foi então removido do molde e levado ao forno Inceramat para sinterização à temperatura de 1.120°C, durante 10 horas. A alumina sinterizada foi desgastada com lixas de papel 600 até dimensões de $20 \pm 0,1$ mm X $6 \pm 0,1$ mm X $1 \pm 0,1$ mm. As amostras foram infiltradas com vidro fundido durante seis horas, a 1.100°C. As amostras de In-Ceram Zircônia foram fornecidas pelo fabricante (Vita), com as dimensões de $20 \pm 0,1$ mm X $6 \pm 0,1$ mm X $1 \pm 0,1$ mm.

Para a realização da laminação foram preparadas dez amostras de cada material, com metade da espessura descrita anteriormente, sobre as quais foi aplicada uma camada de porcelana Vitadur Alpha, sinterizada a uma temperatura de 950°C. As amostras foram polidas com lixa de papel 600, até a obtenção de dimensões finais semelhantes ao material sem laminação. Realizou-se o ensaio de flexão de três pontos com os apoios localizados a uma distância de 18 mm e a carga aplicada no centro. Os valores médios de resistência obtidos foram de 362 Mpa para o In-Ceram Alumina; 513 MPa para o In-Ceram Zircônia; 47 MPa para o In-Ceram Alumina laminado; e 64 MPa para o In-Ceram Zircônia laminado. A microscopia eletrônica de varredura realizada nas superfícies fraturadas revelou texturas similares entre os materiais. No In-Ceram Zircônia é observada a presença de conglomerados de aproximadamente 1 μm (ou maiores). Embebido pela matriz vítrea, estes conglomerados poderiam ser de zircônia monoclinica, que diminui a propagação de trincas, aumentando a característica de resistência deste material. O modo de fratura em ambos os sistemas foi predominantemente transgranular das placas de alumina – tipo de fratura que ocorre freqüentemente em cerâmicas com estrutura granular grande.

DIAS et al, em 2002, avaliaram *in vitro* a influência da ciclagem mecânica sobre a interface infra-estrutura cerâmica e revestimento cerâmico. Os corpos de prova foram confeccionados de forma cilíndrica, contendo infra-estrutura com dimensões de 5 mm de altura por 4 mm de diâmetro, sendo a base com 5 mm de diâmetro por 1 mm de altura e o corpo com 4 mm de altura por 4 mm de diâmetro. O revestimento cerâmico apresentava dimensões de 3 mm x 4 mm. Foram confeccionados 10 corpos-de-prova, sendo 5 correspondendo ao grupo controle (sem ciclagem mecânica) e 5 submetidos à ciclagem mecânica, no sentido axial, com carga de 5 N, freqüência de 20 Hz, durante 50.000 ciclos. Em seguida, ambos os grupos foram submetidos ao teste de cisalhamento na mesma máquina (MTS – 810 Material Test System). O grupo controle e o grupo com ciclagem mecânica apresentaram valores médios de tensão de ruptura (MPa) de 30,83 e 27,46, respectivamente. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

PAGANI, MIRANDA E BOTTINO, em 2003, avaliaram a tenacidade à fratura de diferentes sistemas cerâmicos. Foram confeccionados 30 corpos-de-prova em forma de

disco (5 mm x 3 mm) utilizando-se três diferentes materiais cerâmicos, os quais foram divididos em 3 grupos: G1 – 10 amostras confeccionadas com a cerâmica Vitadur Alpha (Vita – Zahnfabrik); G2 – 10 amostras confeccionadas com a cerâmica IPS Empress 2 (Ivoclar – Vivadent) e G3 – 10 amostras confeccionadas com a cerâmica In-Ceram Alumina (Vita – Zahnfabrik). Para a obtenção dos valores de tenacidade foi utilizada a técnica da endentação que se baseia na série de fissuras que se formam sob uma carga pesada. Foram realizadas 4 impressões por amostra, utilizando um microdurômetro (Digital Microhardness Tester FM) com uma carga de 500 gf, durante 10 segundos. A análise estatística dos dados (Teste ANOVA de Kruskal-Wallis e Dunn), indicaram que a cerâmica In-Ceram Alumina apresentou valor mediano ($2,96 \text{ N/m}^{3/2}$), estatisticamente diferente do apresentado pela IPS Empress 2 ($1,05 \text{ N/m}^{3/2}$), enquanto que a cerâmica Vitadur Alpha apresentou valores intermediários ($2,08 \text{ N/m}^{3/2}$), sem diferenças estatísticas dos outros dois materiais. Conclui-se que as cerâmicas apresentam diferentes desempenhos de tenacidade à fratura, sendo a In-Ceram capaz de absorver maior energia comparada a Vitadur Alpha e ao IPS Empress 2.

ITINOCHE et al , em 2004, avaliaram a influência da ciclagem mecânica em dois materiais cerâmicos utilizando o método biaxial para determinar a resistência à flexão. Vinte corpos de prova foram confeccionados com dimensões de aproximadamente 15 mm de diâmetro e 1,2 mm de espessura para cada material constituído com diferentes composições: a) alumina sinterizada e compactada (Procera AllCeram); e b) zircônia + alumina (In-Ceram Zircônia). Os grupos foram elaborados de acordo com as recomendações do fabricante. O total das amostras, de cada material, foi dividido em dois subgrupos, um sem e outro com ciclagem mecânica (20000 ciclos, carga de 50 N e imersão em água destilada a 37°C) antes dos testes de resistência à flexão em uma máquina Instron. Os dados foram analisados estatisticamente pelo teste de análise de variância de dois fatores e os resultados indicaram que as médias de resistência à flexão sem e com ciclagem mecânica, da cerâmica Procera AllCeram foram de 647,16 e 630,39 ; e para a cerâmica In-Ceram Zircônia 496,45 e 457,83, em MPa, respectivamente. Os resultados apresentados indicaram que a ciclagem mecânica não diminuiu a resistência à flexão pelo método biaxial, e a cerâmica Procera AllCeram foi estatisticamente superior à resistência à flexão do In-Ceram Zircônia.

DIAS, MYASHITA, NONO e BOTTINO, em 2005, avaliaram a resistência e caracterizaram química e microestruturalmente, através da espectroscopia dispersiva de raios X (EDX) e microscopia eletrônica de varredura (MEV), a interface ceramo-cerâmica de dois grupos: A) IPS Empress2/ Empress 2 Cerâmico, B) In-Ceram Alumina/ Vitadur Alpha. Foram confeccionadas dez amostras de cada grupo compostas de infra-estruturas que apresentavam uma extremidade maior de dimensões de 5,0 mm de diâmetro x 5,0 mm de comprimento, um estreitamento de 1,0 mm formando uma extremidade menor de 4,0 mm de diâmetro x 2,0 mm de comprimento, sendo nesta superfície aplicada cerâmica de recobrimento apresentando 4,0 mm de diâmetro x 3,0 mm de comprimento. Os grupos A e B, foram submetidos ao teste de cisalhamento numa máquina Instron (modelo 4301) a uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. Os resultados foram avaliados utilizando ANOVA. A resistência ao cisalhamento do grupo A foi estatisticamente superior em relação ao grupo B, $p < 0,5$, e microestruturalmente, foi observada no grupo B uma predominância de deslocamento total do recobrimento em relação a infra-estrutura, enquanto no grupo A observou-se um deslocamento parcial. Concluíram que o grupo A apresentou uma maior adesividade ceramo-cerâmica, quando avaliado mecânica e microestruturalmente.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Com o intuito de atingir os objetivos delineados para o trabalho, foram confeccionados 53 corpos-de-prova no formato de barras retangulares, sendo que 08 foram confeccionados por um técnico em prótese dentária com uma porcelana comercial, a In Ceram Zircônia (Vita – Zahnfabrik) e 45 foram confeccionados nos laboratórios da UFRN com uma mistura de pós de alumina e zircônia estabilizada com 3% ytria. Foram separadas em grupos de acordo com a concentração de alumina e zircônia e o tempo de sinterização. As concentrações estão apresentadas na tabela 1. As temperaturas de sinterização foram de 1200°C, 1300°C e 1400°C. Confeccionou-se 15 amostras de cada composição, sendo 5 amostras sinterizadas em cada temperatura especificada, fazendo-se um total de 09 grupos.

Tabela 1: Composição das amostras estudadas

COMPOSIÇÃO	CONCENTRAÇÃO
Composição 1	33% Zircônia (9,90g) + 67% Alumina (20,10g)
Composição 2	50% Zircônia (15g) + 50% Alumina (15g)
Composição 3	25% Zircônia (7,5g) + 75% Alumina (22,5g)

As amostras que foram confeccionadas pelo técnico de prótese dentária seguiram recomendações do fabricante com dimensões de 0,5 mm de espessura, 20 mm de comprimento e 10 mm de largura. (Figuras 6a à 6m)

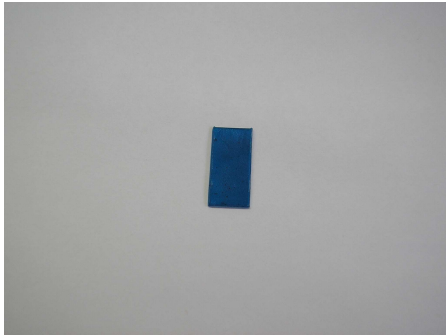


Figura 6a

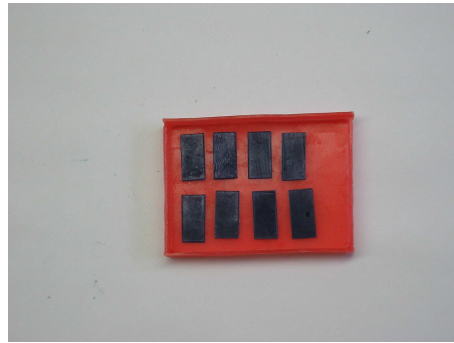


Figura 6b



Figura 6c

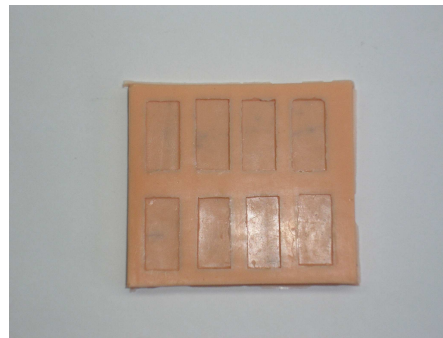


Figura 6d



Figura 6e



Figura 6f



Figura 6g



Figura 6h



Figura 6i

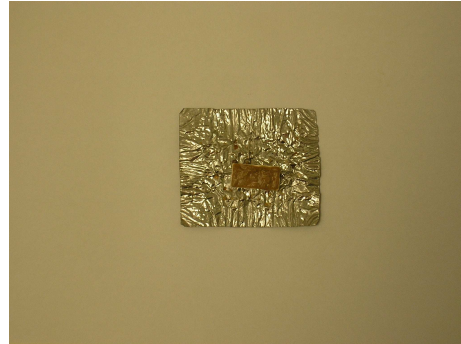


Figura 6j



Figura 6l

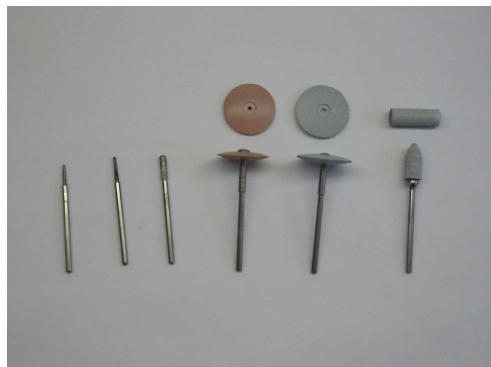


Figura 6m

Figura 6: a) Lâmina de cera recortada nas dimensões do corpo de prova; b) Lâminas de cera posicionadas para obtenção do molde; c) Preenchimento com material de moldagem; d) Molde pronto; e) Mistura do pó Vita In-ceram Zircônia, com uma ampola de líquido para mistura Vita In-Ceram Zircônia e quatro gotas de aditivo Vita In-Ceram Zircônia; f) Pó Vita In-Ceram Zircônia, ampola de líquido para mistura Vita In-Ceram Zircônia e aditivo Vita In-Ceram Zircônia; g) Preenchimento do molde com a mistura; h) Corpos de prova após o ciclo de sinterização de 10h a 1120°C; i) Pó de vidro Vita In-

Ceram Zircônia para infiltração; **j)** Amostra com a mistura do pó de vidro e água destilada preparada para o segundo ciclo de sinterização que é de 2:20h a 1140°C; **l)**Forno Vita INCERAMAT utilizado para os dois ciclos de sinterização; **m)** Pontas de borracha utilizadas para acabamento das amostras.

Os corpos-de-prova confeccionados nos laboratórios da UFRN foram obtidos a partir de uma mistura de 30g de pó de alumina mais zircônia estabilizada com 3% de yttria e 6,5 ml de água destilada mais 3,5 ml de PVA 5% (ligante). Adicionaram-se ainda 6 gotas de ácido cítrico que age como antiespumante. As dimensões foram de 3mm de espessura, 30mm de comprimento e 8mm de largura.

Na figura 7 tem-se um resumo com as etapas realizadas.

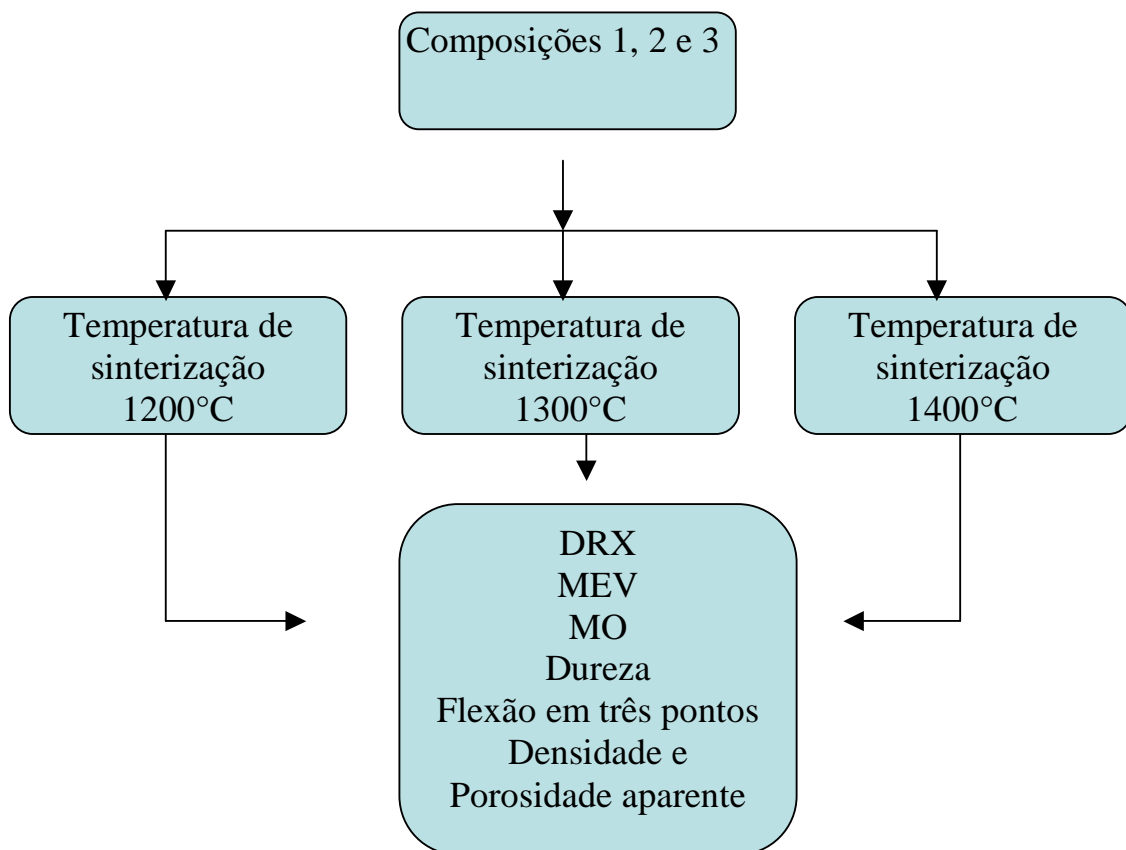


Figura 7: Organograma de desenvolvimento das composições estudadas

Amostras em forma de barra foram confeccionadas pela produção de uma pasta utilizando-se a mistura de pós, água destilada e ligante em quantidades já citadas anteriormente. A mistura foi feita manualmente utilizando-se um béquer e um bastão de vidro. A pasta produzida foi posteriormente vertida em molde que possuía a cavidade geométrica desejada. O molde consistia de placas de vidro organizadas de maneira que formassem cavidade retangular. Para a produção da base do molde utilizou-se gesso cuja função era retirar a água da pasta vertida (Figura 8a à 8d)

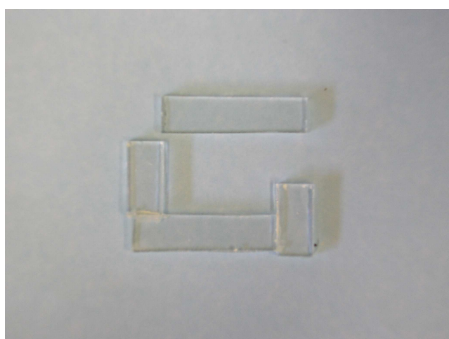


Figura 8a

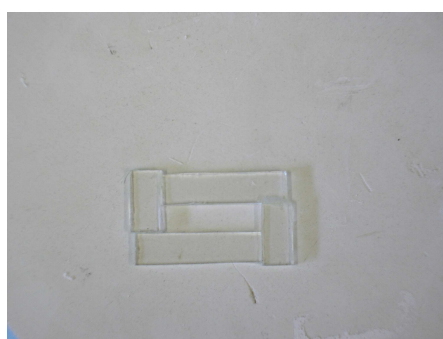


Figura 8b

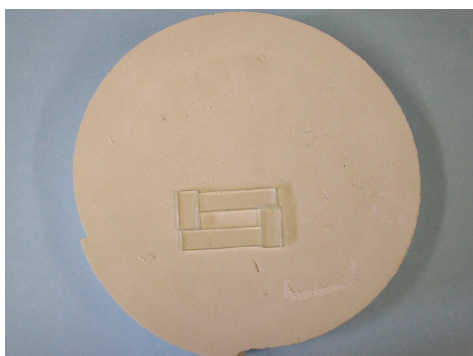


Figura 8c



Figura 8d

Figura 8: **a)** Molde de vidro; **b)** Molde de vidro organizado da forma utilizada para obtenção dos corpos de prova; **c)** Base de gesso utilizada para a confecção dos corpos de prova; **d)** Corpo de prova.

Após as amostras terem sido retiradas do molde, foram colocadas em estufa a 110°C por 24h para que a água ainda existente fosse perdida.

As amostras nas três composições foram sinterizadas de acordo com a programação proposta (ciclo térmico) apresentado na figura 9:

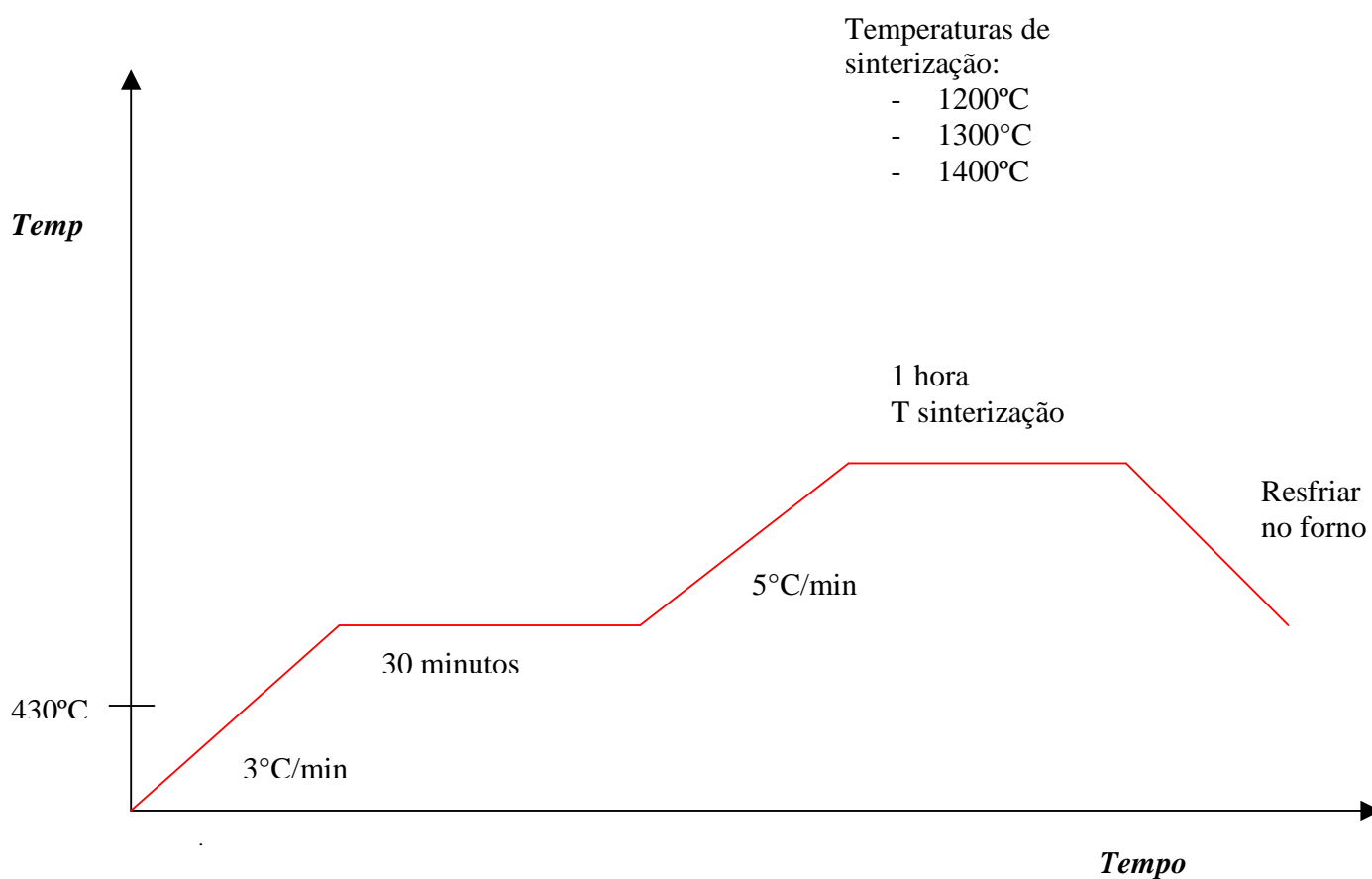


Figura 9- Programação da temperatura do forno para sinterização

A densidade e a porosidade aparente de cada uma das amostras foi medida pelo método de Arquimedes, utilizando-se balança digital e as relações a seguir:

- Para a densidade:

$$\rho_{\text{amostra}} = \rho_{\text{água}} \cdot \frac{\text{massa}_{\text{seca}}}{\text{massa}_{\text{úmida}} - \text{massa}_{\text{imersa}}}$$

- Para a porosidade aparente:

$$PA = \frac{(\text{massa}_{\text{úmida}} - \text{massa}_{\text{seca}})}{(\text{massa}_{\text{úmida}} - \text{massa}_{\text{imersa}})} \times 100$$

Onde:

$\rho_{\text{água}}$ = Densidade da água, considerada 1g/cm^3

$\text{massa}_{\text{seca}}$ = massa da amostra seca

$\text{massa}_{\text{úmida}}$ = massa da amostra saturada com água

$\text{massa}_{\text{imersa}}$ = massa da amostra imersa em água

ENSAIOS MECÂNICOS

Ensaio de Dureza

As amostras foram submetidas ao ensaio de Dureza Rockwell em máquina padrão. As medidas foram feitas com penetrador cônico de diamante com 120° de conicidade. A pré-carga utilizada foi de 3Kgf e a carga de 15Kgf.

Ensaio de resistência à flexão em três pontos

O ensaio de flexão em três pontos foi realizado na temperatura ambiente em máquina universal de ensaios mecânicos (Figura 10). À distância entre os apoios foi de 26mm. A velocidade de aplicação da carga foi de 0,05mm/min.

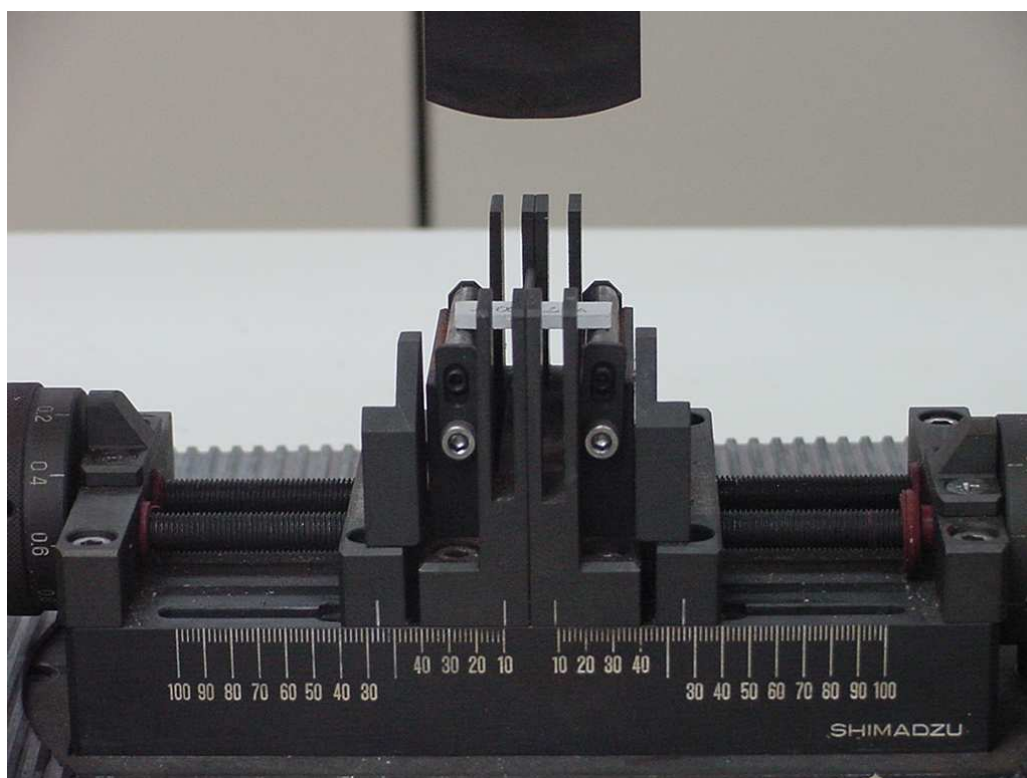


Figura 10- Máquina Universal de ensaios mecânicos

ANÁLISE MICROESTRUTURAL

Análise por difração de raios-x

Para análise das fases superficiais foi utilizado um difratômetro de raios-x, Shimadzu, modelo XRD-6000. As amostras foram analisadas com ângulos de varredura entre 0° e 90° , passos de $0,02^{\circ}$ e tempo de 0,6 segundo por passo numa velocidade de 2° minuto.

Análise por microscopia eletrônica de varredura

As amostras foram analisadas através de microscópio eletrônico de varredura, marca Phillips, modelo XL-30-ESEM. (Figura 11)



Figura 11: Microscópio eletrônico de varredura

Análise por microscopia ótica

Para a análise de microscopia ótica, as amostras foram submetidas às etapas de embutimento em resina, lixamento, polimento e ataque químico. O lixamento foi realizado manualmente com lixas nas seguintes granulações: 280, 320, 400, 600 e 1200. A etapa de polimento foi realizada com a utilização de pasta de diamante. O reagente químico utilizado foi o ácido fluorídrico (HF). O ataque foi realizado a temperatura ambiente sendo o tempo igual a 5 segundos; após este tempo, a amostra foi colocada em água corrente por aproximadamente 1 (um) minuto. As análises foram feitas no microscópio ótico Olympus BX60M.

4.RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1-*Caracterização mecânica*

Os ensaios de microdureza foram realizados, entretanto não foi possível identificar as indentações produzidas, impedindo assim a avaliação da propriedade. Passou-se então a avaliar a dureza Rockwell das amostras, conforme apresentado na Tabela 2. Sabe-se que o ensaio de dureza Rockwell não é o mais adequado aos materiais cerâmicos, em função da sua inerente fragilidade, entretanto, neste caso específico as medidas evidenciaram tendências importantes.

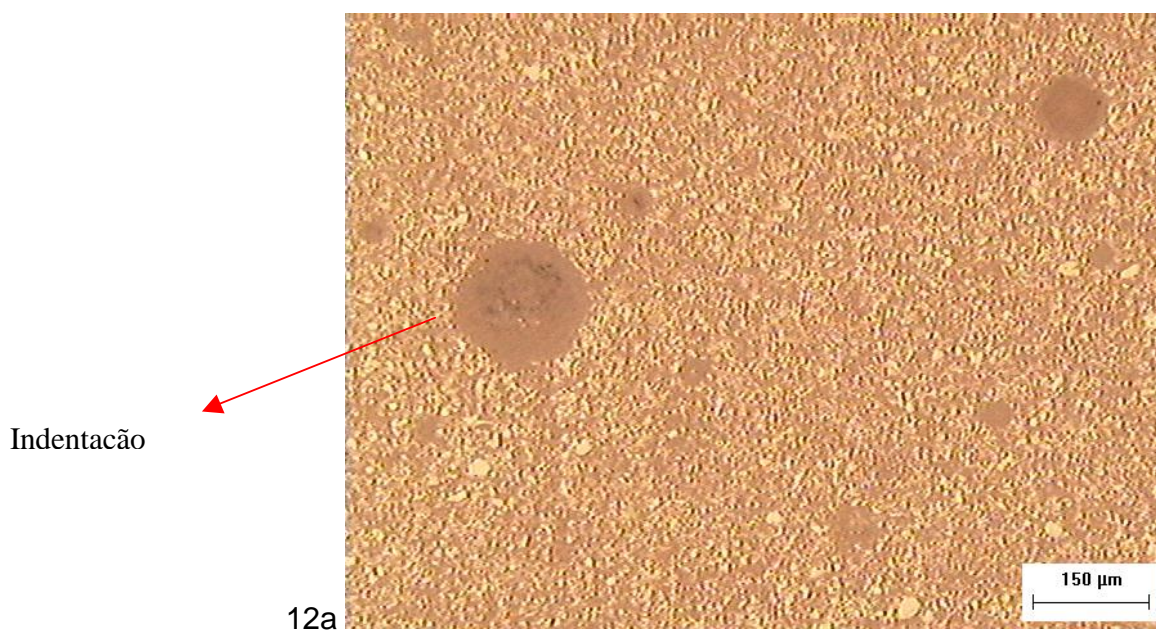
Analisando os resultados obtidos Verifica-se, de forma geral, que a dispersão interna das medidas não foi alta, validando desta forma as medidas executadas. Percebe-se nas amostras sinterizadas a 1200°C dureza similar para as composições 1 e 2, sendo reduzida para a formulação 3. Nas amostras sinterizadas a 1300°C verificamos dureza similar nas formulações 2 e 3, sendo de um valor maior para a formulação 1. Já nas amostras sinterizadas a 1400°C não houve diferenças significativas nos valores obtidos. Observou-se que de uma forma geral o valor da dureza aumentou com o aumento da temperatura de sinterização, o que era de se esperar, já que com o aumento da temperatura temos uma melhor dissolução dos componentes.

As amostras infiltradas com vidro apresentaram valor de dureza maior do que todas as outras amostras, sendo que não muito diferente dos valores encontrados para as amostras sinterizadas a 1400°C.

Tabela 2: Ensaio de Dureza Rockwell

AMOSTRAS	DUREZA ROCKWELL (Média)	DESVIO PADRÃO
1200°C – Comp.1	41,86 HRc	7,20
1200°C – Comp.2	42,43 HRc	8,04
1200°C – Comp.3	20,00 HRc	3,16
1300°C – Comp.1	65,71 HRc	1,89
1300°C – Comp.2	21,43 HRc	6,95
1300°C – Comp.3	20,00 HRc	2,71
1400°C – Comp.1	79,57 HRc	3,51
1400°C – Comp.2	67,43 HRc	3,31
1400°C – Comp.3	74,00 HRc	4,00
Amostras infiltradas com vidro	89,29 HRc	1,98

Observamos na figuras 12a e 12b as micrografias obtidas através do microscópio ótico após o ensaio de dureza Rockwell, onde observamos que não houve a formação de trincas após a indentação.



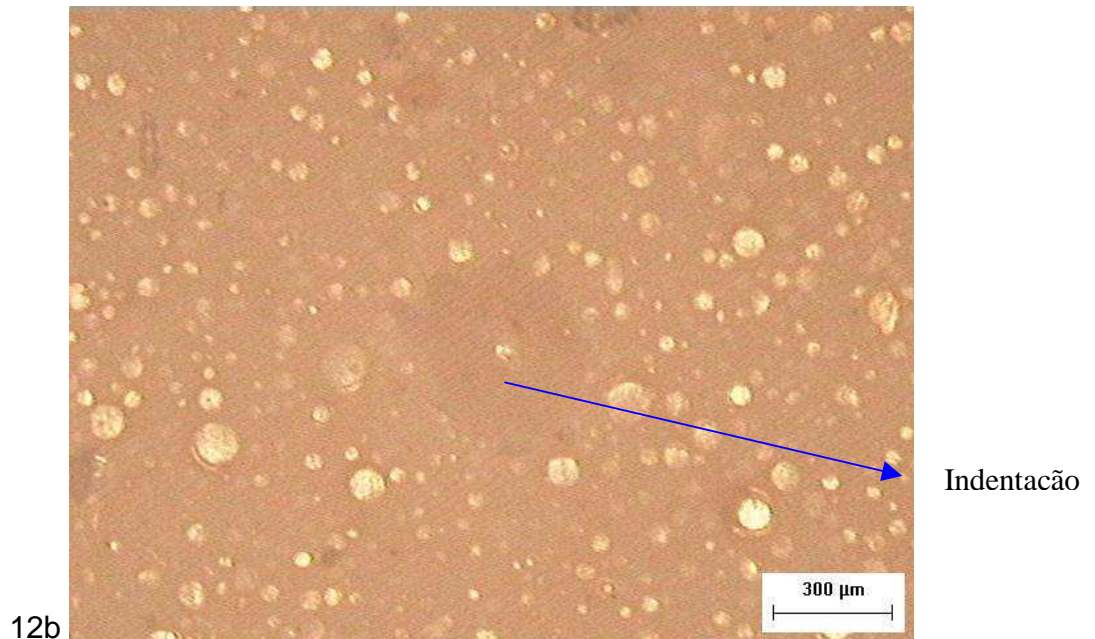


Figura 12 (a): MO de amostra infiltrada com vidro; **(b):** MO de amostra sem infiltração do vidro.

De acordo com os valores encontrados na tabela 3 verificamos de uma maneira geral, um aumento nos valores de resistência á flexão, obtidos em cada grupo com o aumento da temperatura. As formulações 1, 2 e 3 não obtiveram valores muito diferentes quando observadas dentro da mesma temperatura de sinterização. Quando passamos a observar os grupos de amostras de cada temperatura vemos que as formulações 1, 2 e 3 sinterizadas a 1300°C obtiveram um valor de resistência á flexão quase duas vezes maior que as amostras sinterizadas a 1200°C. Por sua vez as amostras sinterizadas a 1400°C obtiveram valores quase três vezes maior que as amostras sinterizadas a 1300°C. As amostras infiltradas com vidro obtiveram valores seis vezes maior do que as amostras sinterizadas a 1400°C, o que indica a correta utilização do vidro como material de reforço da estrutura, esmo o vidro sendo um material frágil. Isso ocorre porque o vidro penetra nas porosidades fechando os espaços vazios, fortalecendo desta forma a estrutura.

Tabela 3: Ensaio de Flexão em três pontos

AMOSTRAS	RESISTÊNCIA Á FLEXÃO (Média)	DESVIO PADRÃO
1200°C – Comp.1	9,84 MPa	0,98
1200°C – Comp.2	8,65 MPa	1,93
1200°C – Comp.3	7,87 MPa	0,79
1300°C – Comp.1	14,95 MPa	1,29
1300°C – Comp.2	16,26 MPa	2,29
1300°C – Comp.3	14,98 MPa	2,60
1400°C – Comp.1	36,28 MPa	11,85
1400°C – Comp.2	36,47 MPa	5,08
1400°C – Comp.3	43,40 MPa	6,66
Amostras infiltradas com vidro	245,48 MPa	22,76

Na literatura encontramos referências á força de mordida como tendo os valores de 46,8 Kgf para homens e 41,1 Kgf para mulheres na região de molares, de 26,9 Kgf para homens e 22,8 Kgf na região de pré-molares e de 16,5 Kgf para homens e 14,5 Kgf para mulheres na região dos dentes incisivos (OLIVEIRA, 2004). Estes valores nos mostram, de acordo com os resultados obtidos, que o material confeccionado sem a infiltração do vidro só poderia ser utilizado na região de incisivos e se sinterizado a 1400°C. Já o material comercial, confeccionado com a infiltração de vidro poderia ser utilizado, sem receio na região posterior, visto que ele apresenta uma média de resistência á flexão bastante superior aos valores encontrados para as amostras confeccionadas em nossos laboratórios.

Os valores encontrados na tabela 4 são referentes à porosidade aparente. Podemos perceber que as amostras sem a infiltração de vidro apresentam altos valores de porosidade, um material com esta quantidade de poros não poderia ser utilizado na cavidade oral, visto que seria uma superfície propícia á formação do biofilme bacteriano, além de acúmulo de pigmentos, o que mancharia a coroa e a tornaria

esteticamente inaceitável. Observa-se que o material com a infiltração de vidro possui uma porosidade aparente de 0%, o que indica a correta utilização do vidro como forma de sanar o problema da porosidade. Uma superfície sem poros é ideal porque facilita a remoção mecânica da placa, dificulta a sua formação e os corantes contidos na nossa alimentação não vão conseguir aderir á superfície do material, prevenindo assim o seu manchamento.

Tabela 4: Porosidade Aparente

AMOSTRAS	POROSIDADE APARENTE
1200°C – Comp.1	45%
1200°C – Comp.2	48,57%
1200°C – Comp.3	42,42%
1300°C – Comp.1	33,33%
1300°C – Comp.2	37,50%
1300°C – Comp.3	43,33%
1400°C – Comp.1	33,33%
1400°C – Comp.2	24%
1400°C – Comp.3	29,16%
Amostras infiltradas com vidro	0%

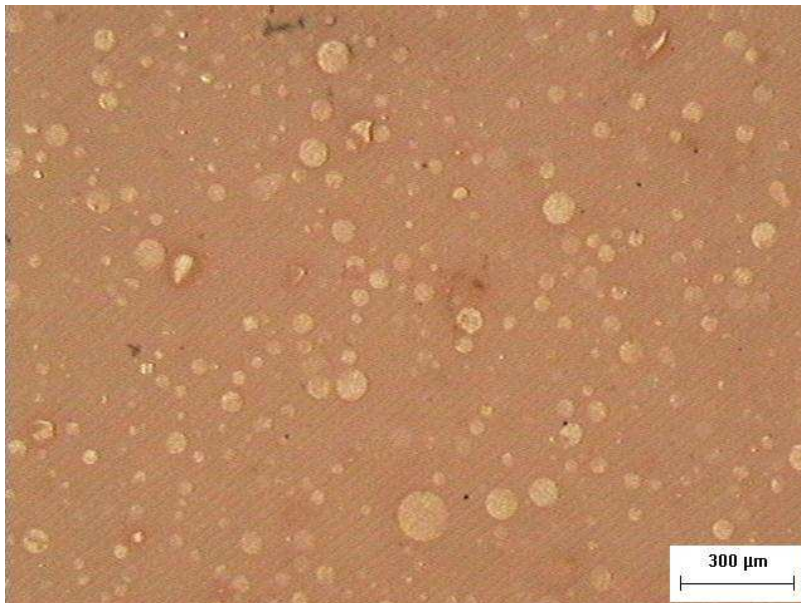
Os valores encontrados na tabela 5 são referentes á densidade. Os valores encontrados para a densidade, de uma forma geral, foram os mesmos dentro do grupo das amostras sem infiltração de vidro. A amostra infiltrada por vidro apresentou valor de densidade quase duas vezes maior que os valores encontrados para as amostras sem infiltração.

Tabela 5: Densidade

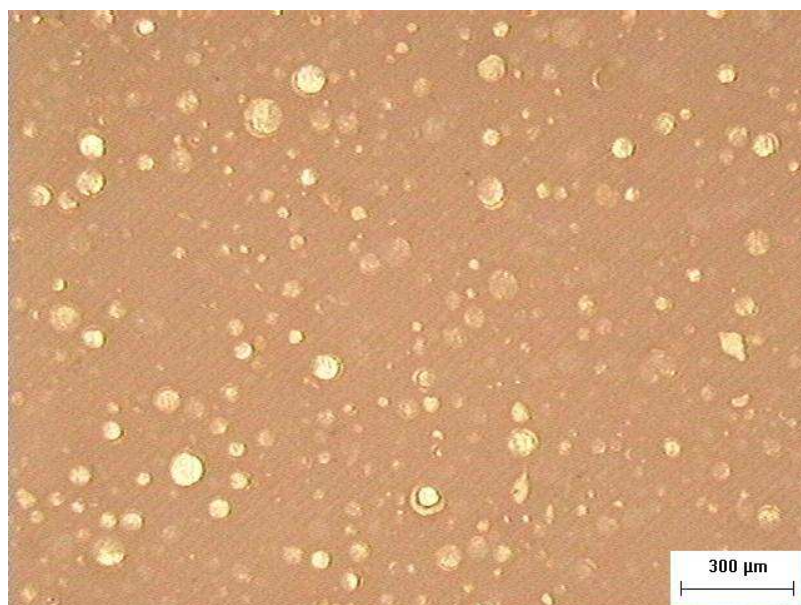
AMOSTRAS	DENSIDADE (g/cm³)
1200°C – Comp.1	2,12
1200°C – Comp.2	2,23
1200°C – Comp.3	2,21
1300°C – Comp.1	2,23
1300°C – Comp.2	2,44
1300°C – Comp.3	2,46
1400°C – Comp.1	2,3
1400°C – Comp.2	2,88
1400°C – Comp.3	2,79
Amostras infiltradas com vidro	4,25

4.2-Análise microestrutural

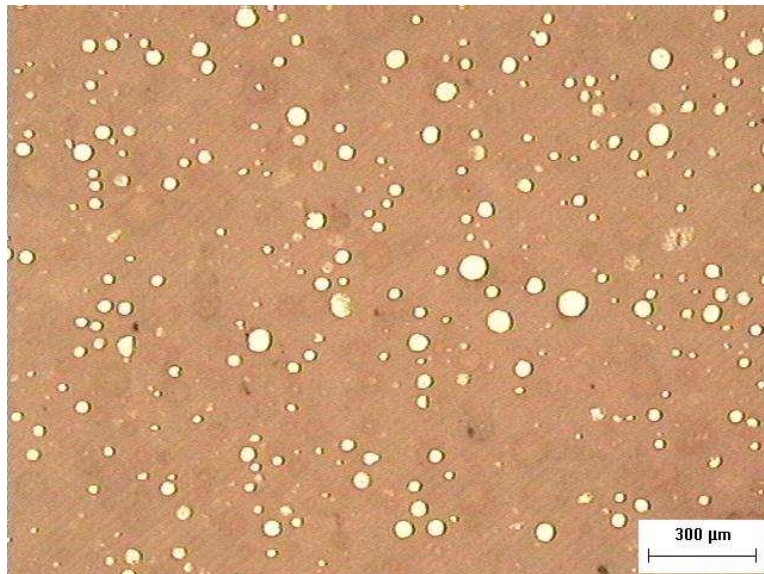
As fotos da microscopia ótica das amostras confeccionadas em nosso laboratório e que não foram infiltradas com vidro nos mostram uma estrutura com duas fases distintas. Não havendo diferenças significantes entre as diferentes formulações e temperaturas de sinterização. Nas figuras 13(a, b, c) são mostradas as micrografias óticas de amostras sinterizadas a 1200°C, 1300°C e 1400°C respectivamente:



(a)



(b)



(c)

Figura 13 (a): Microscopia Ótica da amostra sinterizada a 1200°C ; **(b):** Microscopia Ótica da amostra sinterizada a 1300°C; **(c):** Microscopia Ótica da amostra sinterizada a 1400°C.

As amostras que foram confeccionadas pelo técnico e que foram infiltradas por vidro apresentaram uma superfície mais uniforme, como podemos ver na figura 14.

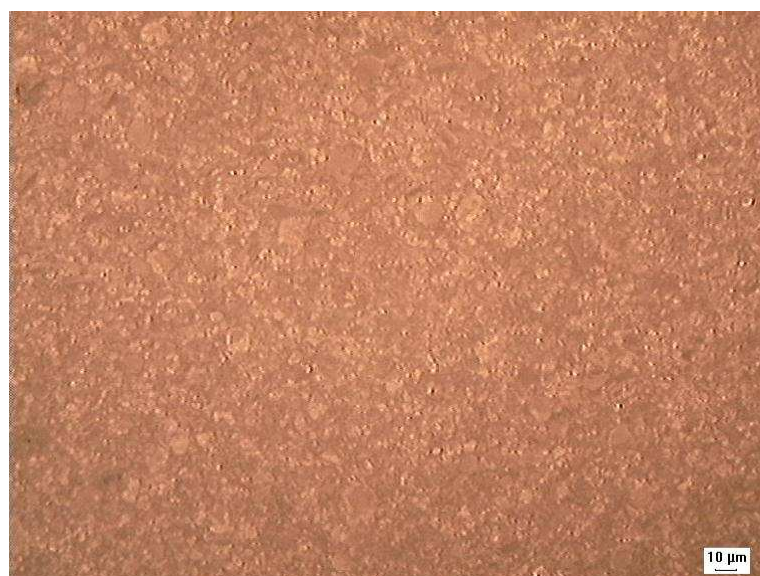
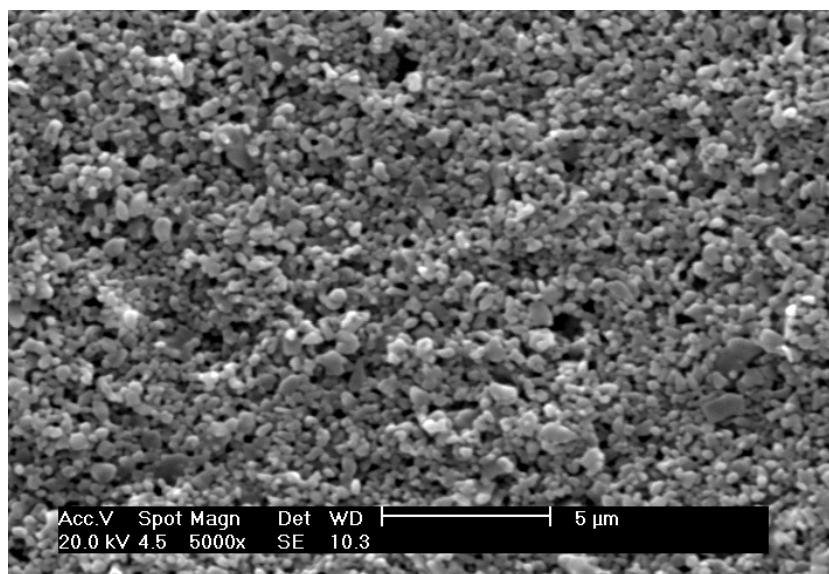
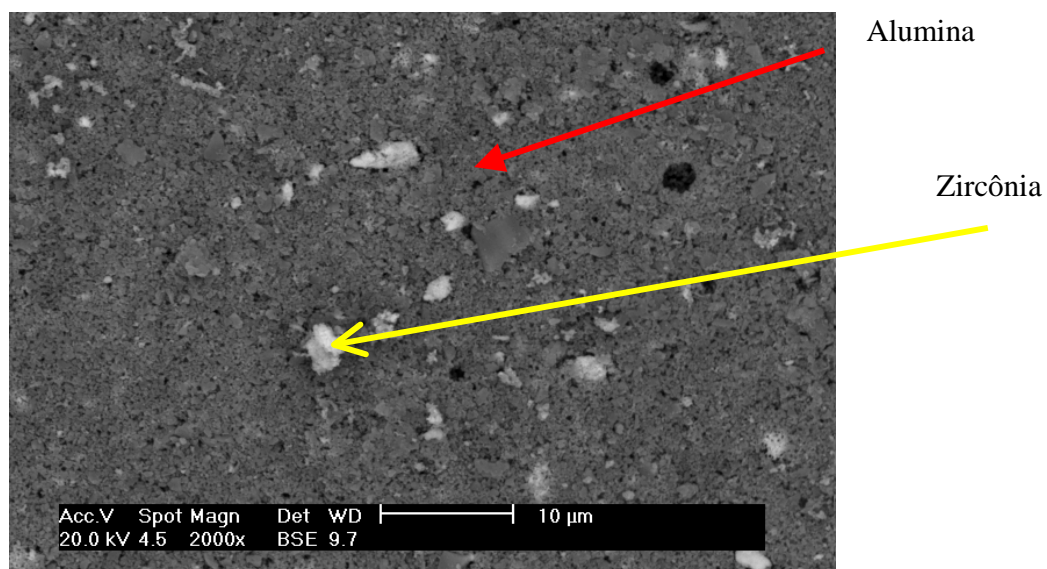


Figura 14: Microscopia Ótica da amostra infiltrada com vidro (500X)

As micrografias eletrônicas das amostras confeccionadas em nosso laboratório apresentaram uma estrutura porosa, como demonstram as figuras 15 (a, b). O que justificaria o baixo valor encontrado na Dureza Rockwell da amostra sinterizada a 1200°C, formulação 3. As demais amostras que obtive ram um baixo valor de Dureza apresentaram imagens semelhantes.



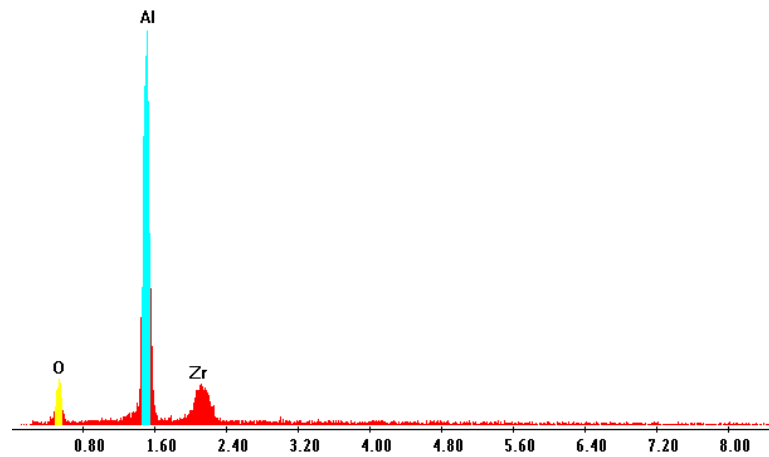
(a)



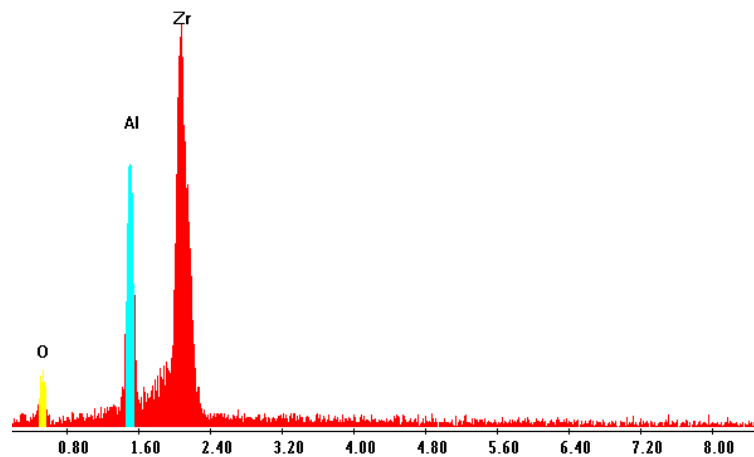
(b)

Figura 15 (a): MEV da amostra sem infiltração de vidro sinterizada a 1200°C, comp.3;
(b): MEV da amostra sem infiltração de vidro sinterizada a 1300°C, comp.1.

Através do EDS (figuras 16 A e B) foi demonstrado que as áreas mais claras das fotografias são compostas basicamente de zircônia e que as áreas mais escuras representam a alumina.



(a)

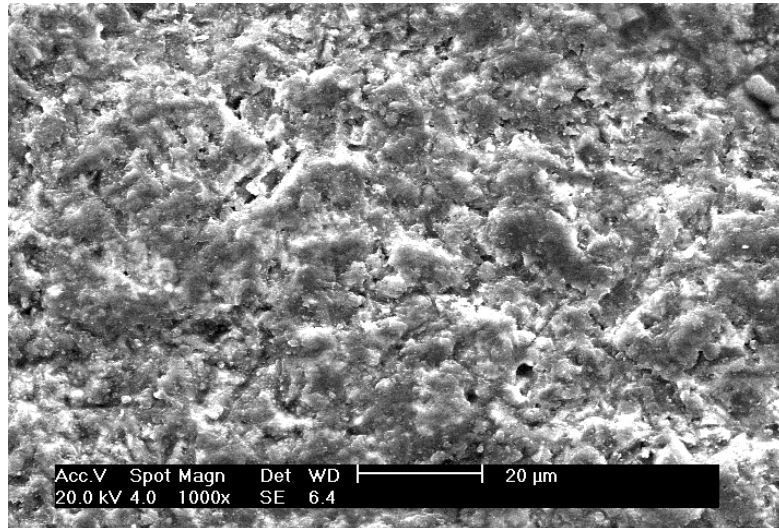


(b)

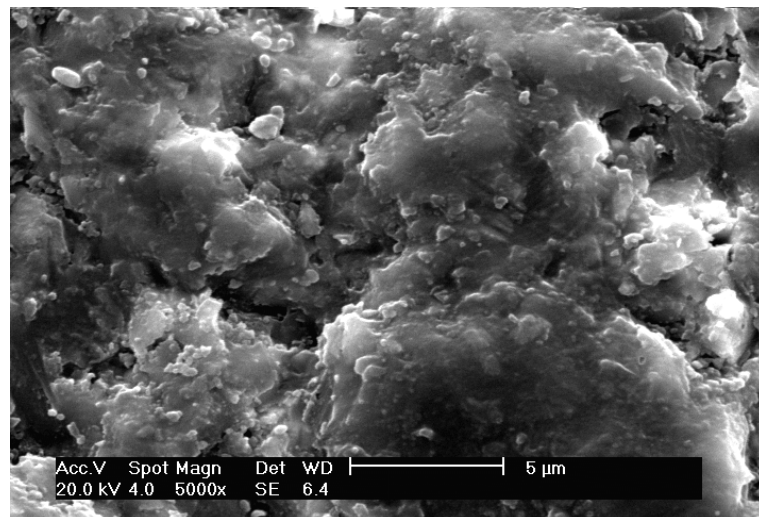
Figura 16: a) EDS da amostra sem infiltração, sinterizada a 1200°C, comp.3;

b) EDS da amostra sem infiltração, sinterizada a 1300°C, comp. 1.

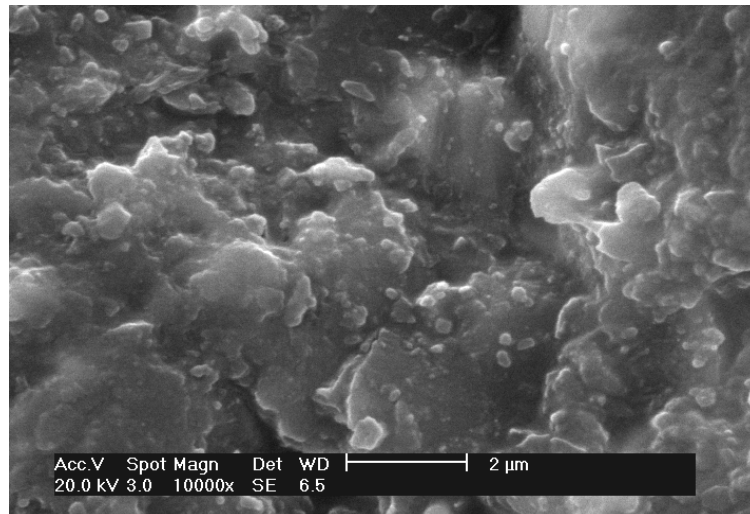
As amostras com infiltração de vidro apresentaram uma superfície mais homogênea e com melhor dissolução dos componentes, conforme pode ser visto nas figuras 17a, b e c.



(a)



(b)



(c)

Figura 17a, b e c- Micrografia eletrônica das amostras com infiltração de vidro.

5. CONCLUSÕES

Com este estudo verifica-se que a melhor temperatura de sinterização é a de 1400°C, pois foi nesta temperatura onde se encontraram as melhores propriedades mecânicas. Desta forma em trabalhos futuros pode-se partir de amostras sinterizadas a esta temperatura, fazendo a infiltração das mesmas com diferentes tipos de vidro, assim podendo indicar qual o melhor em termos de propriedades mecânicas e custo.

As amostras confeccionadas no Laboratório de Cerâmica da UFRN apresentaram uma porosidade acima da permitida, em relação à amostra comercial. Essa porosidade poderá ser minimizada com infiltração de vidro

Essa porosidade influenciou nas propriedades mecânicas do material preparado em relação ao material comercial. Comparando ambos, o material comercial apresentou uma boa resistência mecânica e uma superfície homogênea e menos porosa, podendo ser indicado para uso clínico, desde que sejam respeitadas suas limitações, no que se refere às normas de preparo e confecção da prótese fixa.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDERSSON, M.; ODÉN, A. A new all-ceramic crown. A densesintered, high-purity alumina infraestructure with porcelain. **Acta odont.scand.**, v.51, p.59-64, 1993
2. ANUSAVICE, K.J. **Materiais Dentários**. 10ª ed. Gainesville: Guanabara Koogan, 1998.
3. APHOLT, W. et al. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In Ceram Alumina and In Ceram Zircônia bars. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.17, n.3, p.260-267, may 2001.
4. BLATZ, M.B. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. **Quintessence Dent. Technol.**, v.24, p.41-55, Feb., 2001.
5. 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.
6. CARDOSO, C.A.; VOLPATO, C.A.M.; VASCONCELLOS, D.K. Materiais e Recursos Técnicos em Prótese Fixa. In: **Odontologia, Arte e Conhecimento**. v.3, cap.7, p.135-145, São Paulo: Artes Médicas, 2003.
7. CEREC InLab. Disponível em: < [http:// www.sirona.es](http://www.sirona.es)>. Acesso em dezembro de 2006.
8. CHONG, K.H. et al. Flexural strength of In Ceram Alumina and In Ceram Zirconia core materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.15, n.2, p.183-188, Mar/Apr. 2002.
9. DIAS, A.H.M. et al. A influência da ciclagem mecânica na união infra-estrutura cerâmica-revestimento cerâmico. **Rev. Fac. Odontol. SJC**, v.5, n.1, Jan./Abr., 2002.
10. DIAS, A.H.M.; MIYASHITA, E.; NONO, M.C.A; BOTTINO, M.A. Avaliação mecânica e microestrutural da interface ceramo-cerâmica. **Cienc. Odontol. Bras.**, v.8, n.2, p.31-38, Abr/Jun., 2005.
11. DURR, D., et al. Clinical comparasion of porcelain-fused-to-metal and all-porcelain resin-bonded bridges. **J. Dent. Res.**, v.72, p.217, 1993.

12. EDELHOFF, D. et al. Estructuras de puentes y coronas de ceramica inyetada de alta resistencia. **Quintessenz.**, v.50, n.2, p. 177-189, 1999.
13. ESQUIVEL-UPSHAW, J. F. et al. Resistance to staining, flexural strength, and chemical solubility of core porcelains for all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont**, v.14, n.3, p.284-288, May/June, 2001.
14. ESTEFAN, D.; DAVID, A.; DAVID, S.; CALAMIA, J. A new approach to restorative fabrication ceramic restorations using CEREC CAD/CAM. **Compendium**, v.20, n.6, p.555-558, June, 1999.
15. EVANS, D.B.; O BRIEN, W.J. Fracture strength of glass infiltrated-magnesia core porcelain. **Int. J. Prosthodont.**, v.12, n.1, p.38-44, Jan./Feb., 1999.
16. 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.
17. GARBER, D. A. et al. the quest for the all-ceramic restoration. **Quintessence Dent. Technol. Yearbook**, p. 27-36, 2000.
18. GIORDANO, R. A. et al. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. **J. Prosthet Dent**, v.73, n.5, p.411-418, May, 1995.
19. GUAZZATO, M. et al. Mechanical properties of In Ceram Alumina and In Ceram Zirconia. **Int. J. Prosthodont**, v.15, n.4, p.339-346, July/Aug. 2002.
20. 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.
21. HOLAND, W. et al. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. **J. Biomed. Mater. Res.**, v.53, n.4, p.297-303, Mar., 2000.
22. HONDRUM, S. A review of the strnght properties of dental ceramics. **J. Prosthet Dent**, v.67, n.6, p.859-865, June, 1992.
23. ITINOCHE, M.K. et al. Prótese fixa adesiva cerâmica. **Jornal Brasileiro de Clínica e Estética em Odontologia**, v.4, n.23, p.49-52, Set./Out., 2000.
24. ITINOCHE, M. K. et al. Avaliação da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. **Cienc. Odontol. Bras.**, v.7, n.2, p. 47-54, Abr/Jun, 2004.

25. JOSEPHSON, B.A et al. A compressive strength study of an all-ceramic crown. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.53, n.3, p.301-303, Mar.,1985.
26. 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.
27. KERN, M.; KNODE, H.; STRUB, J.R. The all-porcelain, resin-bonded bridge. **Quintessence Int.**, v.22, n.4, p.257-262, 1991.
28. MAGNE, P.; BELSER, U. Esthetic improvements and in vitro testing of In Ceram alumina and spinell ceramic. **Int. J. Prosthodont.**, v.10, n.5, p.459-466, Sept./Oct., 1997.
29. MARTIN JR, M. et al. IPS-Empress, In-Ceram e Procera: composições, indicações e limitações. **Rev. Bras. Odontol.**, v.62, n. 3 e 4, p. 277-280, 2005.
30. McLEAN, J. W. High-alumina ceramics for bridge pontic construction. **Brit. Dent. J.**, v.123, n.12, p.571-577, Dec., 1967.
31. McLEAN, J.W.; HUGLES, T.H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. **Br Dent J**, v.119, n.6, p.251-267, Sep. 1965.
32. McLEAN, J. W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **J. Prosth. Dent.**, v.85, n.1, p.61-66, Jan., 2001.
33. McLAREN, E.A.; WHITE, S.N. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial. **J. Prosthet Dent**, v.83, n.2, p.216-222, Feb. 2000.
34. 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.
35. MIRANDA, C.C et al. Sistema In-Ceram Alumina. **Rev. Bras. Prótese Clín. Lab**, Curitiba, n.2, p.163-172, 1998.
36. MIYASHITA, E. et al. Resistência flexural de dois materiais para prótese parcial fixa cerâmica. **Pesq. Odontol. Bras.**, v.14, p.120, 2000.
37. MIYASHITA, E. et al. Flexural resistance of glass-infiltrated porcelain after repairing. **J. Dent. Res.**, v.81, Iss. A, p.252, 2002.

38. NEIVA, G. et al. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. **J. Esthet. Dent.**, Ontario, v.10, n.2, p.60-66, May., 1998.
39. ODEN, A.; ANDERSSON, M.; KRYSTEK, O.I. et al. Five year clinical evaluation of Procera AllCeram Crowns. **J. Prosthet. Dent**, v.80, n.4, p.450-456, Oct.1998.
40. OILO, G. Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.46, n.5, p.313-322, Oct.,1988.
41. OLIVEIRA, S. R. Força máxima de mordida em indivíduos portadores de dentição natural entre 11 e 20 anos de idade. São Paulo:s.n, 2004 [89]. Tese de Mestrado profissionalizante em morfologia – Universidade Federal de São Paulo. Escola Paulista de Medicina.
42. PAGANI, C.; MIRANDA, C.B.; BOTTINO, M.C. Avaliação da tenacidade à fratura de diferentes sistemas cerâmicos. **J. Appl. Oral Sci.**, v.11, n.1, p.69-75, 2003.
43. PROBSTER, L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.5, n.5, p.409-414, Sept./Oct., 1992.
44. PROBSTER, L. Survival rate of In Ceram restorations. **Int. J. Prosthodont.**, v.6, n.3, p.259-263, 1993.
45. RAIGRODSKI, A.J.; CHICHE, G.J. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. **J. Prosthet Dent**, v.86, n.5, p.520-525, Nov., 2001.
46. ROSEMBLUM, M.A.; SCHULMAN, A. A review of all-ceramic restorations. **J.A.D.A.**, v.128, p.298-307, Mar.1997.
47. ROULET, J.F.; JANDA, R. Porcelain. **Academy of Dental Materials**, p.37-48, 2001.
48. SADOON, M. All-Ceramic brigdes with the slip-casting technique. **7th International Symposium on Ceramics**. Paris, Sep. 1988.
49. SCHERRER, S.S. et al. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. **Int. J. Prosthodont.**, v.9, n.6, p.580-585, Nov./Dec., 1996.
50. SEGHI, R.R., et al. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.6, n.3, p.181-184, July, 1990.

51. SEGHI, R.R.; DENRY, I.L.; ROSENTIEL, S.F. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. **J. Prosth. Dent.**, v.74, n.2, p.145-150, Aug., 1995.
52. SEGHI, R.R.; SORENSEN, J.A. Relative flexural strength of six new ceramic materials. **Int. J. Prosthodont**, v.8, n.3, p.239-246, May/June, 1995.
53. Sistemas metal free. Disponível em: <http://www.laboratorioalianca.com.br/sistema_metal_free_0505.htm>. Acesso em fevereiro de 2007.
54. SMYD, E.S. The mechanics of dental structures. **J. Amer. Dent. Ass.**, v.44, p.187-193, Feb., 1952.
55. 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.
56. SORENSEN, J.A.; KNODE, H.; TORRES, T.J. In Ceram all ceramic bridge technology. **Quintessence Dent. Technol. Yearbook**, p.41-46, 1992.
57. TINSCHERT, J. et al. Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia – based ceramics. **J. Dent.**, Guildford, v.28, n.7, p.529-535, Sept., 2000.
58. TINSCHERT, 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, May/June, 2001.
59. VON STEYERN, P.V.; JONSSON, 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.
60. WAGNER, W.C.; CHU, T.M. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of tree new dental core ceramics. **J. Prosth. Dent.**, v.76, n.2, p.140-144, Aug., 1996.
61. WEN, M.Y. et al. Comparative mechanical property characterization of three all-ceramic core materials. **Int. J. Prosthodont.**, v.12, n.6, p.534-541, June, 1999.
62. ZENG, K. et al. Flexure tests on dental ceramics. **Int. J. Prosthodont.**, v.9, n.5, p.434-439, Sept./Oct., 1996.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)