

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

MARCELO TRAITEL

**DESENVOLVIMENTO DE CERÂMICOS À BASE DE ALUMINA
INFILTRADA COM VIDRO PARA PRÓTESES FIXAS
ODONTOLÓGICAS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciência dos Materiais.

Orientadores: Luis Henrique Leme Louro - Ph. D.
José Carlos da Rocha - D. Sc.

Rio de Janeiro

2006

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

c2006

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha

Rio de Janeiro - RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmear ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

T768 Traitel, Marcelo
Desenvolvimento de cerâmicos à base de alumina
infiltrada com vidro para próteses fixas odontológicas/
Marcelo Traitel. - Rio de Janeiro: Instituto Militar de
Engenharia, 2006. 82p. : il., graf., tab.

Dissertação (mestrado) - Instituto Militar de
Engenharia – Rio de Janeiro, 2006

1.Ciência dos materiais. 2.Cerâmica para uso
odontológico. 3.In-Ceram. I. Título. II. Instituto Militar de
Engenharia

CDD 620-14

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

MARCELO TRAITEL

**DESENVOLVIMENTO DE CERÂMICOS À BASE DE ALUMINA
INFILTRADA COM VIDRO PARA PRÓTESES FIXAS
ODONTOLÓGICAS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciência dos Materiais.

Orientadores: Luis Henrique Leme Louro - Ph. D.

José Carlos da Rocha - D. Sc.

Aprovada em 31 de julho de 2006 pela seguinte Banca Examinadora:

Luis Henrique Leme Louro – Ph. D. do IME - Presidente

José Carlos da Rocha – D.Sc. do INT

Carlos Nelson Elias – D.Sc. do IME

Rio de Janeiro

2006

A Deus em primeiro lugar, a minha mãe, minha esposa, meus filhos e amigos.

AGRADECIMENTOS

Ao meu Deus que me deu a vida e a possibilidade de com toda a força e saúde absorver o conhecimento necessário para a realização deste trabalho.

Ao Instituto Militar de Engenharia (IME) pelo apoio que tornou possível a realização desta pesquisa.

Ao Instituto Nacional de Tecnologia (INT) por ter aberto suas portas e seus laboratórios para a realização deste trabalho.

Ao meu Professor e Orientador Luis Henrique Leme Louro pela amizade e acompanhamento atencioso, estando sempre pronto a me apoiar no desenvolvimento não só deste trabalho como no meu crescimento como ser humano.

Ao meu Co-orientador José Carlos da Rocha por seu empenho, dedicação e principalmente por sua amizade na suplantação de mais este desafio que se concretiza.

Ao Professor Carlos Nelson Elias por ter acreditado em meu potencial, abrindo as portas de tão valoroso curso a um Cirurgião-dentista que espera ter sido motivo de orgulho.

Ao Professor Carlos Luiz Ferreira o ombro amigo que me apoiou nesta dura caminhada.

Ao Maj. Marcelo Bortolini com carinho de irmão que apesar de não ter os laços de sangue conta com o apreço de igual ou maior valor.

Aos professores e funcionários da SE/4, principalmente a Antônio Veltri, Leonardo, Joel, Heloísa e Carlos Roberto sem os quais este trabalho não poderia ser elaborado.

Ao protético Jaime Leite e sua equipe por seu apoio material e físico na produção dos corpos de provas utilizados nas avaliações deste trabalho.

À Polícia Militar do Estado do Rio de Janeiro pelo seu apoio institucional e flexibilização de horário com objetivo da realização desta pesquisa.

Ao Professor Hélio Pereira Lopes por sua confiança e apoio em mais esta jornada de minha vida.

A todos os meus amigos de turma de pós-graduação pela amizade, companheirismo e excelente convívio durante esse curso.

Ao meu pai, Bernardo Traitel, que já não está entre nós, e minha mãe, Risa Sosman Traitel, pelo amor e dedicação que sempre tiveram, lembrando todo o sacrifício que foi necessário para que eu chegasse até onde cheguei.

À minha esposa Rosane, minha filha Julia, meus filhos Sérgio e Artur por toda a compreensão, carinho, incentivo e dedicação, abrindo mão de inúmeros momentos de lazer em prol da realização deste trabalho.

*"Há homens que lutam um dia e são bons.
Há outros que lutam um ano e são melhores.
Há os que lutam muitos anos e são muito bons.
Porém, há os que lutam toda a vida.
Esses são os imprescindíveis."*

BERTOLT BRECHT

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	10
LISTA DE TABELAS.....	13
1 INTRODUÇÃO.....	16
1.1 Considerações preliminares	16
1.2 A estrutura dental.....	17
1.2.1 O esmalte.....	18
1.2.2 A dentina	18
1.3 Restaurações.....	19
1.3.1 Aspectos básicos das restaurações	20
1.3.1.1 Funcionalidade.....	20
1.3.1.2 Durabilidade.....	20
1.3.1.3 Estética	21
1.3.2 Tipos de restaurações	22
1.3.2.1 Restaurações diretas	22
1.3.2.2 Restaurações indiretas (próteses).....	23
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	25
2.1 Materiais cerâmicos	25
2.1.1 Definição	25
2.1.2 Classificação.....	26
2.1.3 Cerâmicas para uso odontológico	27
2.1.4 Cerâmicas de alto teor de alumina	30
3 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	39
3.1 Análise química dos pós.....	39
3.1.1 Distribuição de tamanhos de partículas.....	40
3.1.2 Análise morfológica.....	41
3.1.3 Espectroscopia por espalhamento de energia dispersiva de raios-X (EDS).....	42

3.2	Medida das propriedades físicas	42
3.3	Ensaio de flexão	43
3.3.1	Confecção dos corpos de prova	44
3.3.1.1	Confecção do molde em alumínio	44
3.3.1.2	Processo da obtenção da barbotina	44
3.3.1.3	Pré-sinterização	45
3.3.1.4	Infiltração com vidro	46
3.3.1.5	Acabamento superficial.....	47
3.3.1.6	Teste de flexão	47
3.4	Ensaio de dureza e tenacidade à fratura.....	48
3.5	Avaliação de distribuição de poros dos corpos de prova pré-sinterizados	51
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	52
4.1	Espectrometria por fluorescência de raios-X.....	52
4.2	Distribuição de Tamanho de Partículas.....	52
4.3	Análise morfológica - Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).....	56
4.4	Espectroscopia por espalhamento de energia dispersiva de raios-X (EDS)..	59
4.5	Propriedades físicas	61
4.6	Avaliação de distribuição de poros dos corpos de prova pré-sinterizados	64
4.7	Ensaio de flexão	67
4.8	Microscopia das fraturas.....	70
4.8.1	MEV em defeito promotor de concentração de tensões.....	74
4.9	Ensaio de dureza Vickers	76
5	CONCLUSÕES.....	77
6	SUGESTÕES.....	78
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIG. 11.1	Doença cárie e a estrutura dental remanescente.....	17
FIG. 1.2	(a) Microscopia em topo das extremidades dos prismas de esmalte dental; (b) Microscopia eletrônica de varredura do esmalte dental fraturado longitudinalmente.....	18
FIG. 1.3	Microscopia eletrônica de varredura da região de dentina desmineralizada misturada com adesivo polimérico formando uma camada híbrida (colágeno e adesivo)	19
FIG. 1.4	Diferença estética entre coroas cerâmicas de base metálica e de base em alumina.....	21
FIG. 1.5	Estrutura dental com destaque para a linha amelo-cementária.....	21
FIG. 1.6	(a) Bloco metálico do tipo on-lay; (b) Ponte fixa metalo-cerâmica.....	24
FIG. 2.1	Materiais cerâmicos diversos.....	25
FIG. 2.2	Tetraedro de SiO ₄	28
FIG. 2.3	Forno VITA INCERAMAT II específico para sinterização e vitrificação do In-Ceram.....	31
FIG. 3.1	Vista fotográfica da pastilha prensada de alumina In-Ceram, o Tubo de Ródio e o equipamento S4-Explorer.....	40
FIG. 3.2	Esquema do processo de preparação das aluminas para análise morfológica em MEV- JEOL- JSM – 5800LV.....	41
FIG. 3.3	Máquina universal, modelo DL10.000, micro processada, marca EMIC do laboratório de ensaios mecânicos do IME.....	43
FIG. 3.4	Características dimensionais dos apoios e punção utilizados no ensaio de flexão em três pontos.....	43
FIG. 3.5	Esquema utilizado na fabricação do molde em alumínio para a confecção dos corpos de prova segundo padrão descrito no item 3.3.1.....	44
FIG. 3.6	Mistura da barbotina e seus componentes.....	45
FIG. 3.7	Processo de moldagem e sinterização dos corpos de prova.....	46
FIG. 3.8	Diferença de acabamento entre corpos de prova sinterizados e infiltrados com vidro.....	46
FIG. 3.9	Preparo, retifica e descolagem dos corpos de prova.....	47
FIG. 3.10	Esquema de corpos de prova, devidamente marcados, suas medidas e ensaio de flexão.....	48

FIG. 3.11	Microscopia de indentação de dureza Vickers em corpo de prova de alumina “A”.....	49
FIG. 3.12	Corte da seção transversal para embutimento e ensaio de dureza.....	49
FIG. 3.13	Posicionamento e embutimento dos corpos de prova com baquelite preto...	49
FIG. 3.14	Lixas 180, 220, 360, 400, 600 e 1200 utilizadas na Politriz Arotec modelo APL-4.....	50
FIG. 3.15	Painel de controle e indentação para análise de dureza Vickers.....	50
FIG. 3.16	Porosímetro de mercúrio utilizado para porosimetria.....	51
FIG. 4.1	Representação gráfica da distribuição granulométrica da alumina In-Ceram.	53
FIG. 4.2	Representação gráfica da distribuição granulométrica da alumina “A”.....	53
FIG. 4.3	Representação gráfica da distribuição granulométrica da alumina “B”.....	54
FIG. 4.4	Representação gráfica da distribuição granulométrica da mistura de 50% da alumina “A” e 50% da alumina “B”.....	54
FIG. 4.5	Sobreposição gráfica das distribuições granulométricas das aluminas avaliadas.....	55
FIG. 4.6	Alumina In-Ceram, aumento de (a) 1.000x; (b) 2.500x; (c) 5.000x; (d) 10.000x.....	56
FIG. 4.7	Alumina “A”, aumento de (a) 1.000x; (b) 2.500x; (c) 5.000x; (d) 10.000x.....	57
FIG. 4.8	Alumina “B”, aumento de (a) 500 x; (b) 1.000 x; (c) 2.000 x; (d) 5.000x.....	58
FIG. 4.9	Alumina “A” (50%) com alumina “B” (50%) aumento de (a) 500x; (b) 1.000x; (c) 2.000x; (d) 5.000x.....	59
FIG. 4.10	Gráfico de composição através de EDS da Alumina In-Ceram.....	60
FIG. 4.11	Gráfico de composição através de EDS da alumina “A”.....	60
FIG. 4.12	Gráfico da derivada de volume de intrusão de Hg em relação a pressão para In-Ceram pré-sinterizado.....	65
FIG. 4.13	Gráfico da derivada de volume de intrusão de Hg em relação a pressão para In-Ceram infiltrado com vidro.....	65
FIG. 4.14	Gráfico da derivada de volume de intrusão de Hg em relação a pressão para alumina “A” pré-sinterizado.....	66
FIG. 4.15	Gráfico da derivada de volume de intrusão de Hg em relação a pressão para alumina “A” infiltrado com vidro.....	66
FIG. 4.16	Alumina In-Ceram (a) 500x; (b) 1.000x; (c) 2.000x; (d) 5.000x.....	71
FIG. 4.17	Alumina “A” (a)500x; (b) 1.000x; (c) 2.000x; (d) 5.000x.....	72
FIG. 4.18	Alumina “B” (a) 500x; (b) 1.000x; (c) 2.000x; (d) 5.000x.....	73

FIG. 4.19 Alumina “A” (50%) com alumina “B” (50%); (a) 500x; (b) 1.000x; (c) 2.000x; (d) 5.000x.....	74
FIG. 4.20 MEV de uma cavidade na fratura do corpo de prova de In-Ceram (1.000x).....	75
FIG. 4.21 MEV do interior da cavidade encontrada no corpo de prova de In-Ceram (4.000x), demonstrando as partículas desagregadas no interior da matriz....	75

LISTA DE TABELAS

TAB. 3.1	Composição química da Alumina In-Ceram e do vidro.....	39
TAB. 4.1	Composição da Alumina In-Ceram por espectrometria por fluorescência de raios-X.....	52
TAB. 4.2	Dados da distribuição granulométrica das aluminas.....	53
TAB. 4.3	Média percentual da porosidade aparente.....	61
TAB. 4.4	Alumina “A” sem vidro.....	62
TAB. 4.5	In-Ceram sem vidro.....	62
TAB. 4.6	Alumina “B” sem vidro.....	62
TAB. 4.7	Alumina “A” (50%) e alumina “B” (50%) sem vidro.....	62
TAB. 4.8	In-Ceram com vidro.....	63
TAB. 4.9	Alumina “B” com vidro.....	63
TAB. 4.10	Alumina “A” com vidro.....	63
TAB. 4.11	Alumina “A” (50%) e alumina “B” (50%) com vidro.....	64
TAB. 4.12	Tensão máxima de ruptura (MPa)	68
TAB. 4.13	Ensaio de Flexão Material Cerâmico In-Ceram.....	68
TAB. 4.14	Ensaio de Flexão Material Cerâmico “A”	69
TAB. 4.15	Ensaio de Flexão Material Cerâmico “B”	69
TAB. 4.16	Ensaio de Flexão Material Cerâmico “A”/ “B”	70
TAB. 4.17	Médias das medidas das diagonais e trincas.....	76

RESUMO

Cerâmicas confeccionadas com aluminas nacionais, infiltradas com vidro e adequadas para aplicação em próteses odontológicas fixas, foram submetidas a testes com base na norma ISO 6872.

De acordo com a norma ISO 6872, uma cerâmica de alumina para ser considerada aceitável deve exibir pelo menos 100 MPa quando submetida a testes de resistência mecânica à flexão. Amostras (15 em cada condição) foram preparadas utilizando-se as seguintes aluminas nacionais: alumina "A" (fina), alumina "B" (grossa), ambas da ALCOA, assim como uma mistura de 50% da alumina "A" e 50% da alumina "B". Objetivando comparar a resistência mecânica com a de amostras de uma alumina importada (In-Ceram) usualmente empregada em próteses odontológicas.

Além dos testes de flexão, todas as cerâmicas foram também caracterizadas para avaliação da composição química, do tamanho de partícula, da distribuição de tamanho de partícula, da dureza Vickers, e da microestrutura por microscopia eletrônica de varredura.

Os resultados obtidos revelaram a existência de um grande potencial na utilização de aluminas nacionais mais baratas, em substituição às mais caras e importadas, correntemente empregadas, dado que a maioria das exigências da norma ISO 6872 foram atendidas. As amostras preparadas com alumina "A" apresentaram microestrutura porosa não satisfatória após a sinterização, devido ao pequeno tamanho das partículas. A alumina "B" grossa apresentou a melhor estrutura de poros para infiltração da fase vítrea. A mistura das citadas aluminas exibiu similaridades quando comparada com o produto comercial. Entretanto, seu desempenho foi pior que o da alumina "B", porém melhor que o da alumina "A".

ABSTRACT

Suitable Brazilian-produced alumina structures, to be glass infiltrated, for odontological fixed prosthesis applications, were submitted to tests in order to meet the ISO 6872 standards requirements.

According to the ISO 6872, the accepted alumina would have to exhibit at least 100 MPa after performing the flexural mechanical strength tests. Specimens (15 in each condition) were prepared using the following national aluminas: alumina "A" (finer), alumina "B" (coarser), both from ALCOA, as well as a mixture of 50% of alumina "A" and 50% of alumina "B". As comparison purposes, were also prepared specimens of an imported alumina (In-Ceram) which is regularly employed in odontological prosthesis devices.

Besides the flexural tests, all the ceramics were also characterized to address their chemical compositions, particle sizes, particle size distributions, Vickers hardnesses, and microstructures using electron scanning microscope.

The obtained results revealed the existence of a great potential of using cheaper national aluminas instead of that very expensive imported currently employed, since most requirements of the ISO 6872 were able to be achieved. The "A" alumina showed a non satisfactory pore microstructure after sintering, due its small average particle size. The coarser "B" alumina presented the best pore structure for glassy phase infiltration. A mixture of the referred aluminas exhibited similarities when compared with the commercial product. However, its performance was worse than that observed for the "B" alumina, but better than that obtained for the alumina "A".

1. INTRODUÇÃO

1.1. CONSIDERAÇÕES PRELIMINARES

O objetivo deste trabalho é investigar o comportamento de aluminas nacionais comercialmente disponíveis quanto às suas características físicas, químicas, reológicas e reatividade, buscando obter um desempenho mecânico semelhante às já existentes no mercado (importadas) e a menor custo como elemento estrutural de próteses fixas.

As características das restaurações atualmente empregadas estão ligadas diretamente à estrutura dental remanescente. Toda estrutura dental que porventura necessite de restauração e, por conseguinte de reabilitação funcional, deve ser avaliada de acordo com os procedimentos restauradores disponíveis ao cirurgião dentista.

Ao avaliar o tecido dentário de suporte, onde se posiciona a obturação restauradora, deve-se analisar se tal estrutura indica a confecção de uma restauração direta ou indireta.

As restaurações diretas são recomendadas quando o tecido de suporte remanescente (dente) é bastante amplo e resistente aos esforços mastigatórios inerentes à cavidade oral. Tal avaliação está ligada diretamente aos critérios subjetivos de observação desenvolvidos pelo cirurgião dentista durante sua vivência clínica e principalmente na avaliação do grau de destruição provocado pela cárie dental (FIG. 1.1). Quando as estruturas comprometidas por tal doença, envolverem mais do que 1/3 da distância inter-cuspílica e/ou as cristas inter-proximais, deve-se indicar a confecção de restaurações indiretas.



FIG. 1.1: Doença cárie e a estrutura dental remanescente.

Após observar as estruturas dentais e suas composições, deve-se caracterizar os tipos de restaurações bem como suas características protéticas.

1.2. A ESTRUTURA DENTAL

O dente é formado por dois complexos estruturais diferenciados. O primeiro é chamado de raiz. Composto por dentina e cemento em sua região externa que têm por objetivo principal a fixação do elemento dental na estrutura cortical óssea e a dispersão das forças oclusais através destes tecidos de suporte.

O outro complexo bem mais importante em termos restauradores é a coroa dental, composta pela polpa dental, dentina e esmalte em sua superfície. Esta estrutura se posiciona externamente ao tecido periodontal (gengiva-ligamentos) e tem por finalidade ocluir, com o elemento antagonista e simétrico, por maceração os alimentos na região posterior e por apreensão e corte na região anterior.

Sinteticamente deve-se determinar a função desempenhada pelos elementos formadores de tais estruturas, com o objetivo de facilitar o entendimento deste trabalho.

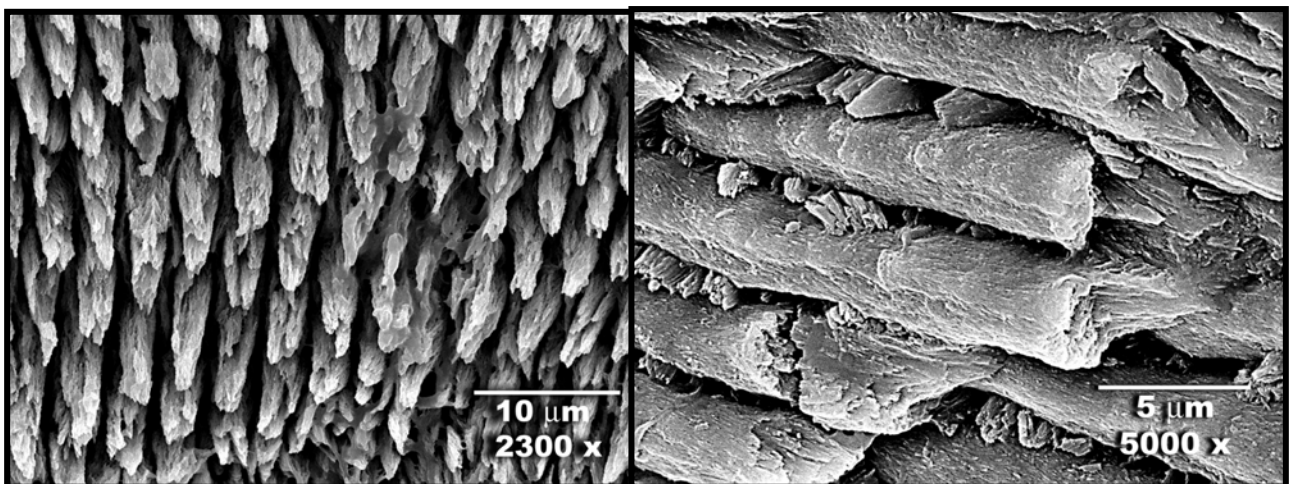
1.2.1. O ESMALTE

É a estrutura de revestimento e proteção da coroa dental. Sua composição confere uma maior resistência aos fatores externos agressivos à polpa, principalmente com relação aos processos de desmineralização provocados pela ação do ácido lático bacteriano produzido pelo estreptococo do grupo *mutans*, responsável pela progressão da cárie dental.

Suas estruturas cristalinas são caracterizadas pelo posicionamento longitudinal de cristais cerâmicos de hidroxiapatita, em alguns casos intercalados por uma matriz protéica e água em pouca quantidade (FIG. 1.2).

Sua composição em porcentagem é:

- 96% hidroxiapatita;
- 4% Matriz proteica e H₂O.



(a)

(b)

FIG. 1.2: (a) Microscopia em topo das extremidades dos prismas de esmalte dental; (b) Microscopia eletrônica de varredura do esmalte dental fraturado longitudinalmente.

1.2.2. A DENTINA

A dentina é estrutura de suporte do esmalte e cimento, responsável pela maior parte do preenchimento estrutural do elemento dental. Formada por fibras

colágenas entrelaçadas, água e hidroxiapatita, apresentando-se ainda com uma grande quantidade de minúsculos canais, por onde passam os prolongamentos dos odontoblastos (células odontogênicas) que ficam aprisionadas em sua própria matriz mineralizada.

No momento da desmineralização, com o objetivo de proporcionar a superfície adequada para o entrelaçamento do adesivo e as fibras colágenas (FIG. 1.3), a hidroxiapatita deixa de obliterar a região inter-canalicular, expondo assim uma rede de fibras embebidas em água.

A dentina tem em sua composição:

- 20% - H₂O;
- 30% - Fibras colágenas e elementos orgânicos;
- 50% - Hidroxiapatita.

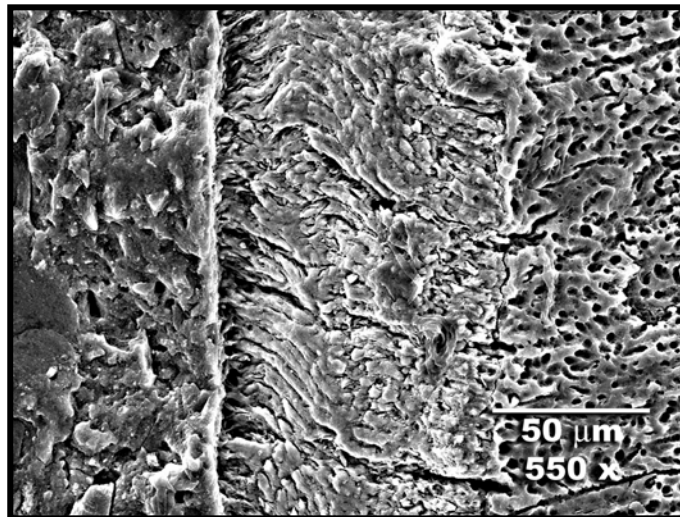


FIG. 1.3: Microscopia eletrônica de varredura da região de dentina desmineralizada misturada com adesivo polimérico formando uma camada híbrida (colágeno e adesivo).

1.3. RESTAURAÇÕES

O objetivo da odontologia restauradora está ligado diretamente ao processo de obtenção de restaurações reabilitacionais, que de forma estética, funcionais e fisiológicas superam as cicatrizes das desmineralizações provocadas pela doença cárie.

1.3.1. ASPECTOS BÁSICOS DAS RESTAURAÇÕES

Cada aspecto fundamental será discutido a seguir de acordo com as normas básicas da odontologia atual.

1.3.1.1. FUNCIONALIDADE

A funcionalidade está ligada diretamente ao método restaurador empregado. Este deve conter em seu resultado final o restabelecimento das estruturas mastigatórias dentais.

A reabilitação da anatomia mastigatória, o perfil de emergência gengival, o posicionamento fisiológico correto e a relação oclusal adequada são o objetivo final e funcional das próteses dentárias, devendo responder às expectativas do paciente reabilitado.

1.3.1.2. DURABILIDADE

A durabilidade está relacionada à resistência mecânica do material aos esforços mastigatórios (flexão, compressão e cisalhamento) e aos fatores externos como infiltrações marginais, recidiva de cárie e estabilidade dimensional compatível com a termo-ciclagem existente na cavidade oral bem como a sua biocompatibilidade.

A qualidade da restauração está ligada diretamente ao fator estético, devido ao elevado grau de exigência dos pacientes na clínica atual. Neste aspecto, a base de suporte cerâmico supera em muito a metálica convencional (FIG. 1.4).



FIG. 1.4: Diferença estética entre coroas cerâmicas de base metálica e de base em alumina (Catálogo de apresentação Nobel Biocare – Procera).

1.3.1.3. ESTÉTICA

É o fator que melhor qualifica as bases cerâmicas, tendo em vista a facilidade de escolha dos matizes, de acordo com o objetivo estético. Tal característica está limitada aos cerâmicos e, por conseguinte, eleva a durabilidade e a estética das restaurações unitárias ou múltiplas com término em ombro ou chanfro. Esta durabilidade está imposta pelas modificações fisiológicas dos tecidos periodontais, que com o passar do tempo tendem a perder inserções aos níveis da linha amelo-cementária - fronteira coroa – raiz (FIG. 1.5).

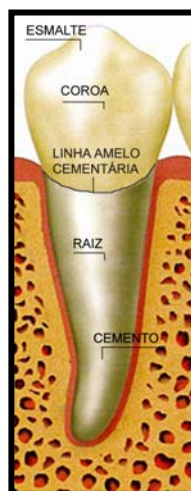


FIG. 1.5: Estrutura dental com destaque para a linha amelo-cementária.

O aumento da translucidez das coroas cerâmicas está intrinsecamente ligado às características físicas dos óxidos e principalmente das cerâmicas vítreas de revestimento odontológico.

Definidas tais vantagens em termos longitudinais passaremos a explanar sobre as indicações e tipos de restaurações odontológicas.

1.3.2. TIPOS DE RESTAURAÇÕES

1.3.2.1. RESTAURAÇÕES DIRETAS

As restaurações diretas empregadas na atualidade dividem-se principalmente em: metálicas e compósitos a base de matriz polimérica.

As restaurações metálicas são realizadas através da amalgamação de limalhas a base de prata, que contêm, de acordo com sua indicação, cobre, manganês, estanho e etc. Estas são geralmente indicadas preferencialmente em áreas posteriores onde a necessidade estética é secundária de acordo com o grau de exigência do paciente e avaliação do cirurgião dentista.

As restaurações compósitas são formadas por uma matriz polimérica a base de Bis-GMA (Bisfenol-Glicidil-Dimetacrilato); um fluidificante, o TEGDMA (Trietilenoglicol Dimetacrilato); um ativador e uma carga inorgânica (sílica coloidal) micro-híbrida. Estão indicadas principalmente para regiões anteriores onde a estética se torna indispensável e regiões posteriores que não apresentem toques oclusais em interface restauração-dente.

São restaurações adesivas que utilizam ácido orto-fosfórico a 37% pelo período de 15 segundos para o condicionamento da dentina e do esmalte. Utiliza-se em seguida um adesivo fluido polimerizável a base de Bis-GMA (Bisfenol-Glicidil-Dimetacrilato), HEMA (Hidroxietil metacrilato), água, etanol e/ou acetona, que tem a função de unir as estruturas dentais ao compósito restaurador. Este adesivo é conhecido no meio odontológico como "Bond".

Os adesivos atuais estão divididos de acordo com o número de frascos que os contêm. Os que apresentam frasco duplo, ou seja, um frasco para o adesivo de esmalte e um outro frasco para o adesivo de dentina, são considerados adesivos de quarta geração. Quando tais adesivos contêm os dois frascos aglutinados em apenas um único, são classificados como de quinta geração ou de passo único.

Os últimos estudos desenvolvidos aglutinaram o condicionador de esmalte e dentina ao frasco deste adesivo simplificado, gerando adesivos considerados ultra-simplificados ou “self-etch”.

1.3.2.2. RESTAURAÇÕES INDIRETAS (PRÓTESES)

Quando a estrutura dental remanescente apresenta um grande grau de destruição deve-se utilizar restaurações indiretas. Tais restaurações podem ser classificadas quanto ao seu material de escolha e quanto à abrangência da estrutura a ser restaurada.

Quanto ao material de escolha, pode-se optar pelas restaurações metálicas fundidas (RMFs) em ligas de ouro, prata e de níquel-cromo ou laminados de cerâmicas vítreas sinterizadas.

Quanto à abrangência, as restaurações podem ser classificadas como inter-cuspídicas (in-lay) e extra-cuspídicas (on-lay), de acordo com o grau de destruição que envolve o elemento dentário a ser restaurado. Estas restaurações são chamadas de blocos, coroas ou, mais comumente, restaurações protéticas.

As próteses dentárias apresentam-se divididas em diversas classes e funções. Pode-se classificá-las inicialmente como unitárias, blocos e coroas e múltiplas, pontes fixas (FIG. 1.6).



(a)

(b)

FIG. 1.6: (a) Bloco metálico do tipo on-lay; (b) Ponte fixa metálo-cerâmica
(Catálogo de apresentação Nobel Biocare – Procera).

Quando tais restaurações envolvem integralmente as faces externas da coroa dental, estas são chamadas de próteses unitárias ou coroas protéticas.

Estas coroas ao serem utilizadas em região anterior podem ser confeccionadas integralmente em cerâmica. No caso de região posterior em decorrência dos esforços mastigatórios e do grande número de falhas das coroas de cerâmica pura, segundo HOJJATIE (HOJJATIE, 1990) devemos utilizar uma base de suporte para a cerâmica vítrea de revestimento. Esta base pode ser metálica ou a base de óxidos cerâmicos. A metálica recebe uma camada opaca antes da aplicação da cerâmica de revestimento, interferindo diretamente na cor e na adaptação final da mesma. Esta base pode ser confeccionada com ligas de Níquel-Cromo, Paládio Prata, ouro cerâmico platinado e etc.

No caso de perda de inserção gengival, com o uso de uma estrutura de suporte cerâmico, ocorre um ganho estético. Uma menor evidenciação do término do preparo torna tal restauração superior em termos de funcionalidade, de durabilidade e de estética. A odontologia restauradora contemporânea está baseada nestes três pilares fundamentais.

Estes fatores por si só justificam a utilização da base cerâmica ao invés da metálica como será visto a seguir.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. MATERIAIS CERÂMICOS

O termo “cerâmica” vem da palavra grega *keramikos*, que significa “matéria-prima queimada”, indicando que as propriedades desejáveis desses materiais são atingidas através de um processo de tratamento térmico a alta temperatura conhecido por queima ou sinterização.

Por serem frequentemente compostas por mais de dois elementos químicos, suas estruturas cristalinas são em geral, bem mais complexas que as dos metais.

2.1.1. DEFINIÇÃO

Os materiais cerâmicos compreendem todos os materiais inorgânicos, não metálicos, obtidos, geralmente, após tratamento térmico em temperaturas elevadas.

Os materiais cerâmicos abrangem uma grande variedade de substâncias naturais e sintéticas, tais como (FIG. 2.1): vidros, tijolos, pedras, concretos, abrasivos, vidrados para porcelana, isolantes dielétricos, materiais magnéticos não metálicos, refratários para altas temperaturas e muitas outras (VAN VLACK, 1992).



FIG. 2.1: Materiais cerâmicos diversos

[<http://www.fa.utl.pt/materiais/ceramicos/2/ceramica.jpg> - capturadas em 3 de maio – 2006]

Os compostos cerâmicos são, em sua maioria, formados por elementos metálicos e não-metálicos, para os quais as ligações inter-atômicas são total ou predominantemente iônicas com alguma natureza covalente.(CALLISTER, 2002)

2.1.2. CLASSIFICAÇÃO

O segmento cerâmico é amplo e heterogêneo o que induz a dividi-lo em sub-setores em função de diversos fatores como matérias-primas, propriedades e áreas de utilização. Dessa forma, a seguinte classificação, em geral, é adotada segundo a Associação Brasileira de Cerâmica (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE CERÂMICA, 2002)

- Cerâmica Vermelha

- Tijolos;
- Blocos;
- Telhas;
- Elementos vazados;
- Lajes;
- Tubos cerâmicos;
- Argilas expandidas.

- Materiais de Revestimento (Placas Cerâmicas)

- Azulejo;
- Pastilha;
- Porcelanato;
- Grês;
- Lajota;
- Piso e outros.

- Cerâmica Branca

- Louça sanitária;
- Louça de mesa.

- Isoladores elétricos para alta e baixa tensão
- Cerâmica artística (decorativa e utilitária)
- Cerâmica técnica para fins diversos, tais como: químico, elétrico, térmico e mecânico.
- Materiais Refratários
- Isolantes Térmicos
- Fritas e Corantes
- Abrasivos
- Cerâmica de alta tecnologia/ avançada
 - Eletroeletrônicos;
 - Magnéticos;
 - Ópticos;
 - Químicos;
 - Térmicos;
 - Mecânicos;
 - Biológicos;
 - Nucleares.

2.1.3. CERÂMICAS PARA USO ODONTOLÓGICO

Os constituintes que compõem as cerâmicas odontológicas são inorgânicos, principalmente compostos à base de oxigênio, com um ou mais elementos metálicos ou não metálicos como, por exemplo, o alumínio, cálcio, lítio, magnésio, fósforo, potássio, silício, sódio, titânio e zircônio.

Muitas cerâmicas odontológicas contêm uma fase cristalina e uma fase vítrea baseada na estrutura de sílica. Esta estrutura é caracterizada por um tetraedro de Si e O, no qual um cátion de Si^{4+} é posicionado ao centro, com ânions de O^{2-} em cada uma das quatro extremidades. Esta estrutura resultante não é compactada, possuindo características tanto covalentes quanto iônicas. A FIG. 2.2 representa o tetraedro SiO_4 que constitui a unidade estrutural básica da fase vítrea

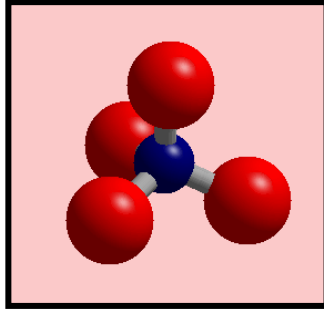


FIG. 2.2: Tetraedro de SiO_4

[<http://www.sci.hyogo-u.ac.jp/ykowada/model-e.html> – capturada em 18 de maio 2006].

Muitos tipos de cerâmicas odontológicas estão disponíveis nos laboratórios para serem utilizadas na confecção de núcleos, forramentos, opaco de dentina (chamado de corpo ou gengival), dentina propriamente dita, esmalte, pigmentação e glaze. Estes produtos foram classificados da seguinte forma (ANUSAVICE, 2005):

a) Uso ou indicação

- Anterior;
- Posterior;
- Próteses unitárias;
- Facetas;
- Pinos e núcleos;
- Próteses parciais fixas;
- Pigmentos;
- Glaze.

b) Quanto à composição

- Alumina pura;
- Zircônia;
- Vidro de sílica;
- Cerâmica vítrea à base de leucita;
- Cerâmica vítrea à base de lítio.

c) Método de processamento

- Sinterização;
- Sinterização parcial com infiltração de vidro;
- CAD-CAM;

- Torneamento por cópia.
- d) Temperatura de queima
 - Alta fusão;
 - Média fusão;
 - Baixa fusão.
- e) Microestrutura
 - Vítrea;
 - Cristalina;
 - Cristalina vítrea.
- f) Translucidez
 - Opaca;
 - Translúcida;
 - Transparente.
- g) Resistência à fratura
- h) Abrasividade

As coroas e “in-lays” de porcelana foram desenvolvidas por Wain, em 1923. Devido às suas baixas resistências mecânicas, uma elevada micro-infiltração, falhas dos cimentos e a pobre adaptação marginal, esta técnica de molde refratário foi abandonada. Na busca pelo aumento da resistência das cerâmicas dentais as indústrias objetivaram a adição de óxidos e/ou indução de cristalização nos produtos cerâmicos (BANKS, 1990).

McLEAN realizou uma importante revisão da evolução das cerâmicas odontológicas no século XX, descrevendo o desenvolvimento dos vários tipos de cerâmicas disponíveis atualmente no mercado. Segundo este, o grande marco da estética na prótese foi a possibilidade de união da porcelana com o metal e o desenvolvimento da técnica metalocerâmica por Weinstein *et al*, em 1960. A partir de 1970, o aparecimento das cerâmicas reforçadas por cristais de alumina possibilitou que estes materiais apresentassem o dobro da resistência (180 MPa) quando comparados às cerâmicas feldspáticas convencionais, sendo possível confeccionar coroas livres de metal em seu término ou “colarless” (McLEAN, 2001).

Uma técnica conhecida como colagem por barbotina (“slip-casting”), também foi descrita pelo mesmo autor (McLEAN, 2001), e consistia no preparo e aplicação de

uma suspensão estável na superfície de um modelo de gesso poroso que absorvia a fase líquida através das forças capilares, possibilitando a produção de uma estrutura com alta resistência. Esta técnica que foi refinada por Sadoun, em 1989, permitiu a utilização de cerâmicas à base de alumina na confecção de infra-estruturas para coroas e próteses com excelente estética e sem o comprometimento da resistência, sendo comercializada com o nome de In-Ceram.

2.1.4. CERÂMICAS DE ALTO TEOR DE ALUMINA

As cerâmicas com alta concentração de alumina geralmente contêm no mínimo 95% de óxido de alumínio e como apresentam alta resistência mecânica a compressão, possibilitam a confecção de uma estrutura porosa que depois de infiltrada com vidro pode receber a aplicação de cerâmicas de revestimento para prover a estética necessária. Estão indicadas para a confecção de coroas e pequenas próteses fixas.

As partículas de alumina são mais resistentes mecanicamente que o vidro e mais eficientes na prevenção da propagação das trincas que o quartzo (NOORT, 2002). Ao elevar a quantidade de alumina acima de 85% se obtém um material de altíssima resistência à compressão. Este material é aplicado em finas camadas sobre um modelo refratário e, após a secagem, é sinterizado pelo período de 10 horas a 1120⁰C. A temperatura de fusão da alumina é muito alta para se produzir uma completa fase líquida durante sua sinterização, logo a estrutura criada é unida através dos pontos de contato entre as partículas de alumina provocando assim uma estrutura porosa como resultado. A resistência aos esforços mecânicos desta primeira estrutura é da ordem de 6 a 10 MPa. A porosidade tem o objetivo de permitir a infiltração de vidro tipo boro-silicato com adição de lantânio que apresenta baixa viscosidade quando aquecido a 1100⁰C pelo período de 4 a 6 horas. Esta penetração vítrea através dos poros produz um denso compósito cerâmico que possui valores de resistência flexural da ordem de 400 a 500 MPa.

Conforme descrito no Fascículo B/IC-AL (VITA Zahnfabrik/In-Ceram Alumina, 1998), para aumentar a resistência dos pós-cerâmicos utilizados em estruturas de

núcleo ou base de coroas deve-se enriquecê-los com cristais de óxido de alumínio de 10 a 30 μ m em proporções de até 60% do peso total. No caso do In-Ceram aplica-se o óxido de alumínio sintético de granulação entre 2 e 5 μ m. Na temperatura de 1.120⁰C sinteriza-se o óxido na fase sólida e a seguir infiltra-se a 1.100⁰C com vidro na tonalidade escolhida para imitar a dentina humana. De acordo com o fabricante, este tipo de material apresenta uma resistência à flexão que supera de 3 a 4 vezes a da cerâmica dental convencional de revestimento.

Esta resistência superior à flexão foi comprovada pelo trabalho de KERN; KNODE & STRUB (KERN; KNODE & STRUB, 1991). Os autores afirmaram que neste material as trincas não se propagam devido a elevada união dos grãos da alumina com o vidro, sendo seguidas as instruções de processamento do material.

O In-Ceram alumina apresenta inúmeras vantagens, dentre as quais podem ser citadas: uma elevada estética, pela não existência de bordas metálicas; uma translucidez à luz mais favorável que o metal; translucidez ao raio-x; e a possibilidade de cimentação adesiva.

Algumas vantagens adicionais do sistema In-Ceram podem ser observadas, dentre elas: uma maior adaptação marginal, estética e a indicação para próteses fixas. CHICHE e PINAULT (CHICHE & PINAULT, 1994) também observaram algumas desvantagens, tais como: necessidade de equipamento especial (forno FIG. 2.3); custo; longo tempo de sinterização e infiltração; e necessidade de desgaste adequado do elemento dentário a ser restaurado.



FIG. 2.3: Forno VITA INCERAMAT II específico para sinterização e vitrificação do In-Ceram (foto tirada nas dependências do laboratório credenciado In-Ceram).

Foi também relatado que o sistema In-Ceram oferece algumas vantagens sobre os sistemas que necessitam de base metálica. Destas vantagens, aquelas que ainda não foram citadas são: a otimização da estética pela transmissão da luz; menor condutibilidade térmica em relação ao metal, minimizando respostas pulpares indesejáveis; menor risco ao paciente por apresentarem propriedades inertes; possibilidade de melhor contorno das margens e menor risco de danos periodontais devido à redução de placa bacteriana na superfície da cerâmica em comparação à existente na junção das próteses e sistemas metal-opaco-cerâmica (ITINOCHE *et al.*, 2000).

De acordo com a VITA (VITA Zahnfabrik, 2006), o pó de In-Ceram alumina apresenta uma composição de 100% de Al_2O_3 e seu vidro de infiltração apresenta de 14 a 17% de SiO_2 , 14 a 17% de Al_2O_3 , 12 a 15% de B_2O_3 , 3 a 5% de TiO_2 , 39 a 48% de La_2O_3 , 2 a 5% de CeO_2 e 2 a 4% em peso de CaO .

O sistema In-Ceram foi descrito como um material com alta quantidade de alumina em seu conteúdo, com partículas entre 0,5 e 3,5 μ m, apresentando uma contração de sinterização de apenas 0,3% (SORENSEN; KNODE & TORRES, 1992).

PRÖBTER e DIEHL (PRÖBTER & DIEHL, 1992) relataram que o pequeno tamanho das partículas e a baixa contração na sinterização possibilitam uma ótima fidelidade marginal para coroas unitárias com término em ombro. A qualidade estética deste sistema é superior a outros devido ao processo de infiltração de vidro, elevando sua translucidez. Sua técnica de confecção consiste inicialmente na duplicação do modelo em material refratário onde o processo de pré-sinterização dura dez horas em forno especial a 1120⁰C. Após esta, se necessário, podem ser feitas correções para verificação e melhoria da adaptação ao modelo de trabalho. Aplica-se a seguir o pó de vidro misturado com água através de pincel de manipulação sobre a face externa da coroa. A queima no forno ocorre à temperatura de 1100⁰C pelo período de 6 horas. Não há variação dimensional após a infiltração do vidro, pois esta ocorre através dos espaços intersticiais das partículas de alumina determinando o aumento da translucidez e a cor desejada da base da coroa restauradora. Esta infiltração vítrea eleva a dureza do material de 15 a 20 vezes, podendo o vidro em excesso ser retirado com discos e brocas diamantadas ou brocas abrasivas especiais. Os autores concluíram que as próteses totalmente

cerâmicas possuem vantagens sobre as próteses metalo-cerâmicas, tais como baixa temperatura e baixa condutividade elétrica, resistência à corrosão e não causam alergia por serem inertes. O sistema In-Ceram demonstra todas estas propriedades, possuindo maior adaptação marginal, melhor estética e melhor resposta tecidual se comparada com as restaurações metalo-cerâmicas, estando indicado para coroas totais unitárias anteriores e posteriores e para próteses parciais fixas de três elementos. Testes de resistência à flexão de três pontos, realizados pelos autores, em corpos de prova com dimensões de 25,0mm x 5,0mm x 2,0mm, em máquina de ensaio universal a uma velocidade de 0,5mm/min, apresentaram uma resposta na qual o In-Ceram foi dez vezes mais resistente à flexão que as porcelanas convencionais de revestimento (PRÖBTER & DIEHL, 1992).

Uma cerâmica composta por alumina de alta pureza e densamente sinterizada de nome Procera foi descrita e caracterizada por ANDERSSON e ODÉN (ANDERSSON & ODÉN, 1993). Seus resultados alcançados variaram de 528 a 674MPa demonstrando, segundo os autores, resistência favorável às forças de flexão. Neste trabalho, os autores basearam-se na norma ISO 6872 que determina a mínima resistência à flexão para cerâmicas de infra-estrutura de no mínimo 100MPa. Para cerâmicas de corpo ou dentina a resistência à flexão deve ser de no mínimo 55MPa e para cerâmicas de esmalte ou de revestimento de no mínimo 50MPa.

NEIVA *et al.* (NEIVA *et al.*,1998) analisaram a resistência à fratura de três sistemas de cerâmica pura, dentre eles o sistema In-Ceram. Após serem armazenadas em ambiente 100% úmido pelo período de 24 horas foram submetidas a testes de compressão, realizados com uma esfera de 4mm de diâmetro posicionada ao centro da face oclusal e com a máquina de ensaio regulada para a velocidade de 0,05mm/min. Os autores chegaram a conclusão que a resistência à força de compressão em relação ao In-Ceram é da ordem de 218Kgf.

KERN e THOMPSON (KERN & THOMPSON, 1994) avaliaram a perda de volume, a morfologia e as alterações na composição da superfície da alumina In-Ceram após jateamento com óxido de alumínio. Os resultados demonstraram que o condicionamento realizado com ácido hidrofúorídrico não criou micro-retenções devido à pequena quantidade de sílica existente na matriz de vidro do sistema avaliado, bem como a aplicação de silano nesta condição não aumenta significativamente a adesão entre a cerâmica e o cimento resinoso.

Os mesmos autores avaliaram a superfície do In-Ceram com relação a diversos tipos de tratamento. O tratamento triboquímico (Rocatec) que aumenta a quantidade de sílica na superfície do In-Ceram possibilitou uma maior efetividade da silanização e conseguinte adesividade aos sistemas adesivos poliméricos, ou seja, quanto maior a quantidade de sílica presente na superfície externa da cerâmica, maior a efetividade do condicionamento ácido, silanização e adesividade aos cimentos resinosos (THOMPSON, 1994).

O sistema In-Ceram apresenta confiabilidade para a confecção de próteses fixas odontológicas, especialmente na região anterior. Como esta cerâmica à base de alumina é infiltrada por vidro tipo boro-silicato com lantânio, ela não pode ser condicionada superficialmente por ácido e o processo de silanização não melhora a força de adesão ao sistema adesivo. Segundo CHRISTENSEN (CHRISTENSEN, 1994), isto ocorre porque as partículas de vidro se fundem nas porosidades existentes, criando uma estrutura tão densa que torna o condicionamento ácido convencional utilizado nas cerâmicas, assim como o jateamento, ineficazes no aumento da resistência e da união.

Em outro estudo, HÜLS (HÜLS, 1995) afirmou que o sistema In-Ceram possibilitou a obtenção de alternativas às restaurações metalo-cerâmicas devido ao aumento da resistência às forças de compressão e flexão desta alumina infiltrada com vidro. Para a cimentação das próteses confeccionadas com In-Ceram, em dentes com núcleos metálicos, o autor indica o cimento de fosfato de zinco e, para dentes íntegros e sem comprometimento em sua coloração, o cimento ionômero de vidro. A sinalização não é necessária e o condicionamento da superfície interna deve ser realizado através do jateamento com partículas de óxido de alumínio a uma pressão de 2,5 bar. O autor contra-indicou o condicionamento ácido por provocar desintegração no material.

Outros estudos destacaram a importância da evolução dos sistemas adesivos para sua utilização com as novas cerâmicas, embora acreditassem na necessidade de mais pesquisas “in vitro” e “in vivo”.

Contrariamente ao afirmado pelos autores já citados, QUALTROUGH e PIDDOCK (QUALTROUGH & PIDDOCK, 1997) afirmaram que a adesão através da utilização de ácidos, adesivos e agentes silanos aumenta a resistência de união e diminui a possibilidade de infiltração marginal nas restaurações em cerâmica pura.

Outros autores observaram que o ataque da superfície das cerâmicas que contêm uma matriz vítrea através de ácido hidrófluorídrico seguido da aplicação do agente adesivo silanizador torna-se um eficiente método de condicionamento para cimentos resinosos compostos (CALAMIA, 1985 e NICHOLLS, 1988).

PRÖBSTER (PRÖBSTER, 1993) realizou um acompanhamento longitudinal clínico de 76 próteses confeccionadas com o sistema In-Ceram pelo período de aproximadamente 3 anos. Durante o período de estudo e observação, apenas duas dentre todas as próteses acompanhadas apresentaram problemas pós-reabilitação. Tal resultado representa um elevado grau de confiabilidade ao sistema cerâmico avaliado.

As falhas clínicas, em sua maioria, se originam na interface entre a infraestrutura e a cerâmica de revestimento (KELLY; NISHIMURA & CAMPBELL, 1996).

SORENSEN *et al.* (SORENSEN *et al.*, 1998) avaliaram os resultados clínicos de 61 próteses fixas confeccionadas com o sistema In-Ceram e cimentadas com ionômero de vidro. Após três anos nenhum paciente apresentou queixa de sensibilidade pós-operatória atestando assim uma indicação incontestável deste cimento.

Um estudo avaliou 20 próteses fixas de três elementos, confeccionadas em In-Ceram e instaladas na região posterior de dezoito pacientes, durante cinco anos. Onze próteses foram instaladas para a reposição de pré-molares e nove para reposição de molares. A avaliação inicial foi realizada após seis meses da instalação e a cada ano subsequente. Dezoito próteses permaneceram instaladas após o período de estudo, sem a 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 (VON STERYERN; JÖNSSON & NILNER, 2001).

Também foi realizado um estudo prospectivo para avaliar a longevidade de coroas de In-Ceram confeccionadas em clínica particular. Foram avaliadas 408 coroas em 107 pacientes em um período de 1 a 86 meses e que foram confeccionadas por um único protesista. Os pacientes eram avaliados a cada 6 meses. Os autores encontraram baixa porcentagem de falhas, aproximadamente 1,35% ao ano. Estas falhas estavam percentualmente associadas às fraturas da

infra-estrutura (0,6% por ano), da cerâmica (0,3% ao ano) e de descimentação (0,3% ao ano). As falhas em pré-molares foram mais comuns que nos dentes anteriores, não havendo, porém diferenças estatisticamente significantes entre estes achados (McLAREN & WHITE, 2000).

A VITA da Alemanha produziu um fascículo informativo a respeito da confecção de restaurações tipo “in-lay” e “on-lay” em In-Ceram, onde se recomenda que a caixa oclusal deve ter um desgaste de 2,0mm em profundidade, 1,5mm de largura no istmo, caixa proximal com 2,0mm de altura e término cervical em ombro. O ângulo entre a parede lateral da caixa e a superfície proximal deve ser menor ou igual a 60°. Para a cimentação de coras e próteses fixas confeccionadas em In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia é indicado o cimento de fosfato de zinco. O cimento de ionômero de vidro é indicado para a cimentação de coroas Spinell, Alumina e Zircônia, e próteses fixas de In-Ceram Alumina e In-Ceram Zircônia. Para qualquer restauração confeccionada com In-Ceram, também é indicado o cimento Panavia 21 TC (VITA, 1999).

Estudos apresentaram as indicações clínicas e os roteiros clínicos e laboratoriais para confecção de coroas e próteses fixas confeccionadas em In-Ceram. A estratégia de confecção de uma cerâmica com componente estrutural reforçado foi utilizada no desenvolvimento desta cerâmica, formando uma malha contínua capaz de parar o crescimento de trincas, 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 estrutura são infiltrados por vidro de baixa viscosidade de boro-silicato de lantânio a alta temperatura, o que confere grande resistência. A Zircônia foi introduzida para fortalecer ainda mais a infra-estrutura e por isso esta cerâmica está indicada para confecção de coroas e próteses fixas na região posterior. O resultado final após infiltração do vidro, é uma fase composta de cerâmica contendo 85% de alumina e somente 15% de vidro (McLAREN & WHITE, 2000).

O sistema In-Ceram Alumina analisado por BOTTINO, possui uma grande quantidade de partículas de alumina com diâmetro entre 0,5 e 3,5µm e uma contração de sinterização de 0,3%, que possibilita uma microestrutura altamente organizada. Além disso, o tamanho das partículas, o baixo índice de contração e

a facilidade da técnica permitiram a obtenção de uma fidelidade marginal ideal, apresentando uma resistência a flexão entre 300 e 600MPa. Para a cimentação os autores não indicam o condicionamento com ácido fluorídrico devido à mínima fase vítrea apresentada por este material. Os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro podem ser empregados na cimentação dessas próteses (BOTTINO *et al.*, 2000).

O trabalho de CHU; FRANKEL e SMALES (CHU; FRANKEL & SMALES, 2000) comparou três métodos de redução de aspereza de superfície com a resistência de restaurações de cerâmica confeccionadas com In-Ceram. Foram confeccionados 90 discos de In-Ceram revestidos com Vitadur Alpha, com 11,00mm de diâmetro e 1,25mm de espessura. Os discos foram divididos em três grupos de acordo com o tratamento de superfície realizado. No Grupo 1, os discos não receberam nenhum tratamento, no Grupo 2 os discos foram polidos com pastas e discos de borracha de silicone e no Grupo 3 os discos receberam um segundo glazeamento no forno. O teste de resistência à flexão foi realizado em uma máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5mm/ min., com auxílio de uma esfera de aço de 4,0mm em diâmetro, dirigida no centro do disco que foi apoiado em um anel com 8,0mm de diâmetro. Em cada grupo, a carga foi aplicada na face revestida com Vitadur Alpha e na face interna somente com In-Ceram. Os resultados mostraram que um segundo glazeamento reduziu significativamente a aspereza de superfície. A força máxima de ruptura observada quando aplicada sobre a superfície pura do In-Ceram não se alterou, e a resistência à flexão, independentemente do tipo de tratamento de superfície, não se modificou. Por fim, a força aplicada sobre os diversos tipos de materiais de revestimento, mostrou que quanto maior o polimento maior a resistência à flexão.

Outros autores relataram que existem várias cerâmicas 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 à flexural de 1000MPa, seguida do In-Ceram Zircônia com 516MPa (ROULET & JANDA, 2001).

As aluminas de alta densidade e as cerâmicas reforçadas com zircônias não apresentam porosidades através do condicionamento com ácido hidrófluorídrico, a

não ser que estas contenham dióxido de silício – sílica em sua superfície (KERN, 1995; KERN, 1998; DERAND, 2000 e ÖZCAN; ALKUMRU & GEMALMAZ, 2001).

Outras análises mais recentes vieram demonstrar que as cerâmicas a base de alumina são essencialmente utilizadas como materiais estruturais devido a seu elevado módulo de elasticidade, alta resistência ao desgaste e ao ataque químico e estabilidade a elevadas temperaturas. Entretanto, algumas propriedades tais como a baixa tenacidade à fratura e, para cerâmicas a base de alumina mais comuns (micro-estruturas mais grosseiras), baixa resistência mecânica, limitam sua gama de aplicação. Compósitos de matriz de alumina com inclusões nanométricas têm sido estudados há bastante tempo, apresentando bons resultados quanto as propriedades mecânicas. Em nanocompósitos de alumina-sílica a melhoria das propriedades mecânicas é atribuída aos campos de tensão residual e outros mecanismos de tenacificação como microtrincamento, ramificações, deflexão e embotamento de trincas (PIERRI *et al.*, 2005).

3. PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Foram analisadas as características físicas, químicas e mecânicas das seguintes cerâmicas: Alumina In-Ceram da Vita Zahnfabrik, Alumina Calcificada “A” e Alumina de Polimento Calcificada “B”. Analisou-se também uma mistura de 50% da alumina “A” com 50% da alumina “B”, em peso.

Estas aluminas com exceção do sistema In-Ceram (importado) estão disponíveis no mercado nacional em abundância e são utilizadas principalmente para polimento de superfícies.

Conforme o objetivo deste trabalho, apresentado anteriormente, buscou-se através das análises e ensaios descritos a seguir, obter características e propriedades desejadas para uso odontológico e que apresentem valores de resistência mecânica que atendam àqueles padronizados pela norma ISO 6872 (INGLATERRA, 1999).

3.1. ANÁLISE QUÍMICA DOS PÓS

Iniciou-se a caracterização da composição química do grupo controle (alumina In-Ceram) com o objetivo de se confirmar os valores disponibilizados pelo fabricante, como descrito na tabela (TAB. 3.1).

Tab. 3.1. – Composição Química da Alumina In-Ceram e do vidro

VITA In-Ceram® ALUMINA Powder VITA In-Ceram® ALUMINA Blocks VITA In-Ceram® ALUMINA Glass Powder		
Chemical Composition		
Oxides	ALUMINA Powder / Blocks WT %	ALUMINA Glass Powder WT %
Al ₂ O ₃	100	14 – 17
SiO ₂	–	14 – 17
B ₂ O ₃	–	12 – 15
TiO ₂	–	3 – 5
La ₂ O ₃	–	39 – 48
CeO ₂	–	2 – 5
CaO	–	2 – 4

[<http://www.vita-in-ceram.de/sp/>- capturadas em 20 de junho – 2006]

Utilizou-se ensaio de espectrometria por fluorescência de raios-X (FIG. 3.1) para fins de análise química na Alumina In-Ceram.

Empregou-se o método de preparo por pastilha prensada e varredura semi-quantitativa através do equipamento S4-Explorer (tubo de Ródio) da Bruker-axs do Brasil. Objetivou-se identificar os elementos da composição química da alumina In-Ceram de forma a ratificar as informações do fabricante.



Fig. 3.1: Vista fotográfica da pastilha prensada de alumina In-Ceram, o Tubo de Ródio e o equipamento S4-Explorer (do Centro de Tecnologia Mineral do Ministério da Ciência e Tecnologia - CETEM)

3.1.1. DISTRIBUIÇÃO DE TAMANHOS DE PARTÍCULAS

Foi utilizado, para realização da análise dos tamanhos de partícula, um analisador de distribuição à laser (CILAS 1064) com faixa analítica de $0,04\mu\text{m}$ a $500,00\mu\text{m}$, com solução em água destilada em ultra-som.

3.1.2. ANÁLISE MORFOLÓGICA

A morfologia das partículas das aluminas foi avaliada por microscopia eletrônica de varredura (FIG. 3.2).

As amostras foram preparadas por via úmida na proporção de 0,03g de pó para 50ml de água bidestilada. Para a defloculação das aluminas o pH foi induzido a 4 com ácido clorídrico diluído a 50%.

Sobre uma delgada lâmina de vidro depositou-se uma gota da suspensão e em seguida, pelo período de 60 minutos, manteve-se a base aquosa com as partículas de alumina devidamente defloculadas em estufa a 60^o. Após a secagem e resfriamento na temperatura ambiente, as amostras foram revestidas com filme fino de ouro.



Fig. 3.2: Esquema do processo de preparação das aluminas para análise morfológica em MEV-
JEOL- JSM – 5800LV (do laboratório de microscopia do IME)

3.1.3. ESPECTROSCOPIA POR ESPALHAMENTO DE ENERGIA DISPERSIVA DE RAIOS-X (EDS)

Complementando a microscopia eletrônica de varredura utilizou-se, através de sonda acoplada, a espectroscopia por espalhamento de energia dispersiva de raios-X, com mapeamento elementar, para identificar os elementos químicos presentes na amostra.

3.2. MEDIDA DAS PROPRIEDADES FÍSICAS

As medidas de determinação das propriedades físicas avaliaram a massa específica aparente (**Mea**), massa específica aparente da parte sólida (**Meas**), absorção de água (**A**) e porosidade aparente (**Pa**). Pelo método de ensaio empregado, todas as medidas foram realizadas com incerteza de $\pm 10^{-4}$ g. As expressões para o cálculo das propriedades mencionadas são apresentadas a seguir:

- Massa específica aparente:

$$Mea = Ms/Va, \text{ onde } Va = (Mu - Mi)/\rho_{H_2O}(T)$$

- Massa específica aparente da parte sólida:

$$Meas = Ms/Vas, \text{ onde } Vas = (Ms - Mi)/\rho_{H_2O}(T)$$

- Absorção de água:

$$A = (Mu - Ms)/Ms$$

- Porosidade aparente: Capacidade:

$$Pa = (Mu - Ms)/(Va/\rho_{H_2O}(T))$$

Onde: Ms = massa seca e Mu = Massa úmida

3.3. ENSAIO DE FLEXÃO

A avaliação da resistência mecânica a flexão foi realizada utilizando-se a norma ISO 6872 (INGLATERRA, 1999) com máquina universal, modelo DL 10.000 Kgf (FIG. 3.3).



Fig. 3.3: Máquina universal, modelo DL10.000, micro processada, marca EMIC do laboratório de ensaios mecânicos do IME

Pela norma ISO 6872 dois testes podem ser aplicados: o uniaxial de três pontos e o teste de flexão biaxial. Deve-se, no caso das cerâmicas tipo II - classe 1 (cerâmicas que são utilizadas na fabricação de estruturas de suporte de coroas, pontes, *in-lays* e *on-lays*), aplicar o teste de flexão de três pontos.

O teste de flexão em três pontos necessita de um apoio duplo para os corpos de prova com distância de 12 a 15mm, entre si. Neste trabalho, o apoio utilizado apresenta uma distância de 14,6mm de aresta a aresta (FIG. 3.4). Estes apoios apresentam raio de 0,8mm em suas extremidades. O punção para aplicação da carga foi direcionado no ponto médio entre os apoios, caracterizado, em sua extremidade, pelo mesmo raio. A carga deve ser aplicada a uma velocidade de $1 \pm 0,5$ mm/minuto de deslocamento. Utilizou-se, no presente caso, uma velocidade de 0,5mm/minuto.

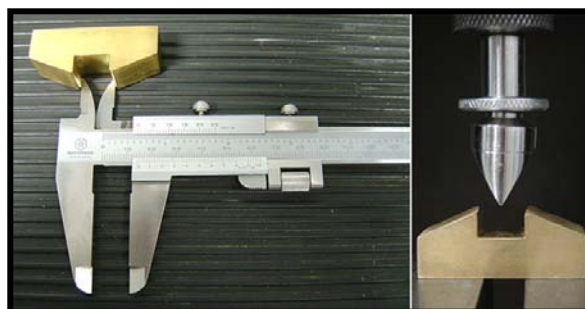


Fig. 3.4: Características dimensionais dos apoios e punção utilizados no ensaio de flexão em três pontos

3.3.1. CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Os corpos de prova foram preparados de acordo com os requisitos da Norma ISO 6872. Foram seguidas as instruções dos fabricantes de cada um dos sistemas e aluminas utilizados. Preconiza-se a confecção de pelo menos 10 CPs para fins estatísticos válidos. Neste estudo preparou-se 15 corpos de prova de cada uma das composições investigadas. Suas dimensões nominais foram de 20mm x 4mm x 1,2mm.

3.3.1.1. CONFECÇÃO DO MOLDE EM ALUMÍNIO

De acordo com o esquema inserido na Norma ISO 6872 foi confeccionado um molde em alumínio para a obtenção dos corpos de prova cerâmicos, conforme a figura 3.5.

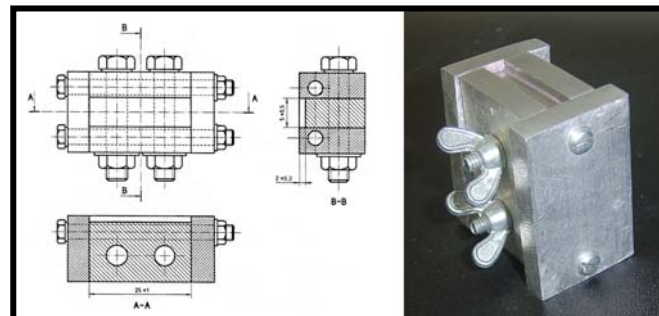


Fig. 3.5: Esquema utilizado na fabricação do molde em alumínio para a confecção dos corpos de prova segundo padrão descrito no item 3.3.1.

3.3.1.2. PROCESSO DA OBTENÇÃO DA BARBOTINA

As barbotinas de todas as aluminas avaliadas seguiram o método previsto pelo fascículo B/IC-AL (VITA Zahnfabrik, 1998), que consiste da mistura do pó, após

pesado, com uma ampola de solução VITA In-Ceram Alumina Powder Liquid, juntamente com uma gota do aditivo VITA In-Ceram. Com o auxílio de um vibrador insere-se pouco a pouco o pó de alumina utilizando-se um recipiente de vidro mergulhado em água resfriada. Após a agregação de todo o pó à mistura manteve-se, pelo período de sete minutos, a barbotina no interior do aparelho ultra-sônico Vitasonic II. Ao final do processo a barbotina deve apresentar uma consistência uniforme e homogênea (FIG. 3.6).



Fig. 3.6: Mistura da barbotina e seus componentes

3.3.1.3. PRÉ-SINTERIZAÇÃO

O primeiro processo de queima é a pré-sinterização da matriz de alumina. Este ciclo inicia-se na temperatura de 120⁰C e então é elevada, num período de 6 horas, até a temperatura máxima de 1120⁰C, permanecendo neste patamar pelo período de 4 horas. O resfriamento dos corpos de prova ocorre com forno fechado até a temperatura de 400⁰C. A seguir abre-se o forno e aguarda-se o resfriamento até a temperatura ambiente para o manuseio dos corpos de prova (FIG. 3.7).



Fig. 3.7: processo de moldagem e sinterização dos corpos de prova

3.3.1.4. INFILTRAÇÃO COM VIDRO

Mesclou-se o pó de vidro VITA In-Ceram Alumina com água destilada até se conseguir um líquido bastante fluido. Sobre os corpos de prova pré-sinterizados aplicou-se uma cobertura com 1 a 2mm de espessura desta mistura de vidro e água. A fusão e infiltração do vidro ocorrem à temperatura de 1100⁰C elevada a este patamar em 30 minutos. Mantém-se essa temperatura pelo período de 6 horas. Após o resfriamento a quantidade de vidro excedente foi removida com broca e fresas diamantadas grossas (FIG. 3.8).

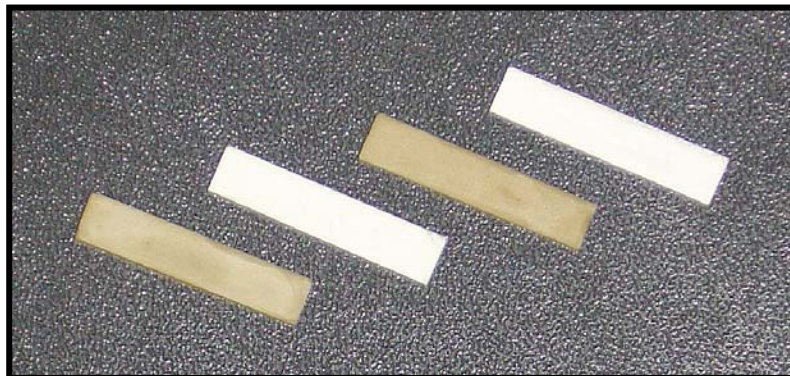


Fig. 3.8: Diferença de acabamento entre corpos de prova sinterizados e infiltrados com vidro

3.3.1.5. ACABAMENTO SUPERFICIAL

Os corpos de prova a serem ensaiados foram colados sobre uma chapa metálica, devidamente numerados (FIG. 3.9). Estes foram preparados com um rebolo diamantado de granulometria de 400 μ m para ajuste dimensional e eliminação de defeitos superficiais. Em seguida, utilizaram-se as lixas 400 e 600 para acabamento superficial fino, bem como o arredondamento das arestas da face a ser submetida à tração durante o teste de flexão.

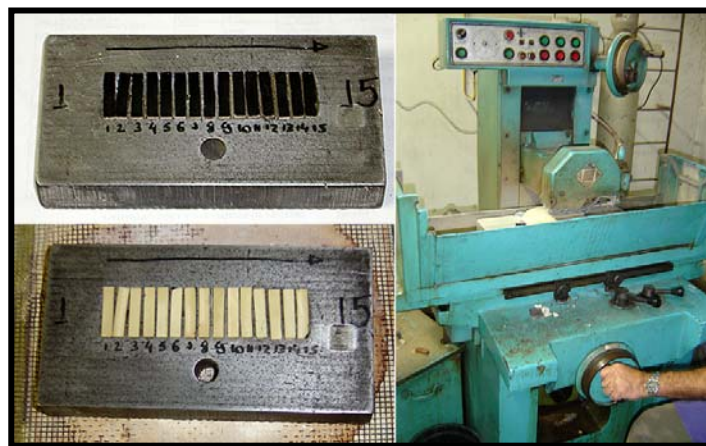


Fig. 3.9: Preparo, retifica e descolagem dos corpos de prova

3.3.1.6. TESTE DE FLEXÃO

A figura 3.10 demonstra o aspecto do ensaio de flexão realizado.

Os resultados deste teste serão discutidos no Capítulo 4 de acordo com a equação:

$$\sigma_f = \frac{3}{2} \left(\frac{Pxl}{bxh^2} \right) ,$$

onde σ_f é o valor da tensão de ruptura, **P** a carga aplicada, **b** e **h**, respectivamente, largura e espessura do corpo de prova e **l** a distância entre os apoios.



Fig. 3.10: Esquema de corpos de prova, devidamente marcados, suas medidas e ensaio de flexão.

3.4. ENSAIO DE DUREZA E TENACIDADE À FRATURA

A avaliação da dureza dos corpos de prova sinterizados e infiltrados foi realizada via dureza Vickers. Para cada corpo de prova escolhido (maior, menor e média tensão de ruptura) foram realizadas 15 indentações (FIG. 3.11). Após corte transversal (FIG. 3.12), embutimento em baquelite (FIG. 3.13), e lixamento com polimento (FIG. 3.14), foram realizadas as indentações propriamente ditas (FIG. 3.15) com uma carga de 10 kgf durante 15 segundos. As avaliações dos resultados de dureza e tenacidade à fratura foram realizadas empregando-se respectivamente as seguintes equações:

$$H = 0,47 \times \frac{P}{a^2}$$

$$K_c \phi / H a^{1/2} = 0,15 \kappa (c/a)^{3/2}$$

onde, **H** é a dureza Vickers (GPa), ϕ um valor de constrição igual a ≈ 3 , κ um fator de correção em função da presença de defeitos superficiais e igual a 3,2; **a** a semidiagonal da impressão Vickers (m).

A validade da equação de tenacidade à fratura, aplica-se a materiais com dureza na faixa de 1 a 70 GPa e tenacidade na faixa de 0,9 a 16 MPa.m^{1/2}. Os resultados obtidos serão discutidos no Capítulo 4.

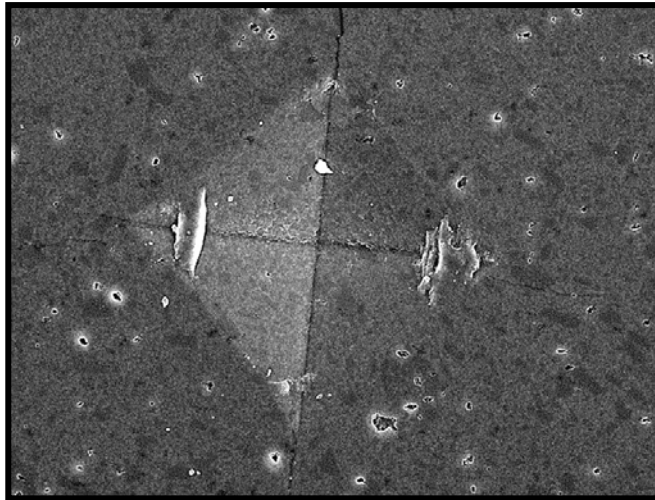


Fig. 3.11: Microscopia de indentação de dureza Vickers em corpo de prova de alumina "A"

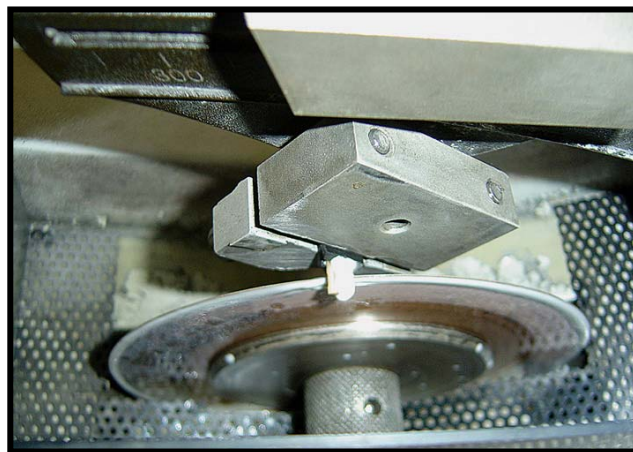


Fig. 3.12: Corte da seção transversal para embutimento e ensaio de dureza Vickers



Fig. 3.13: Posicionamento e embutimento dos corpos de prova com baquelite preto



Fig. 3.14: Lixas 180, 220, 360, 400, 600 e 1200 utilizadas na Politriz Arotec modelo APL-4



Fig. 3.15: Painel de controle e indentação para análise de dureza Vickers

3.5. AVALIAÇÃO DE DISTRIBUIÇÃO DE POROS

A caracterização da estrutura física de materiais porosos representa um passo importante na obtenção e análise de uma base cerâmica, de modo a maximizar o seu desempenho e otimizar suas propriedades antes da infiltração do vidro.

A porosimetria envolve a monitorização do movimento (“uptake”) de um fluido (Hg) para dentro e para fora do espaço poroso a partir da qual uma distribuição de volume de poros pode ser obtida. Este método de intrusão e extrusão forçada dos poros por um líquido, chamado de porosimetria de mercúrio (FIG. 3.16), foi usado para a caracterização das amostras que devem apresentar poros relativamente largos, a partir de 20 nm.

As características de porosidade e permeabilidade dos corpos de prova estudados permitem a penetração adequada ou não do vidro na fase líquida que irá finalizar e complementar a estrutura e a resistência mecânica aos esforços de flexão.



Fig. 3.16: Porosímetro de mercúrio tipicamente utilizado para porosimetria.

[http://www.ipla.org/lbb_01.htm capturada em 3 de maio – 2006]

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1. ESPECTROMETRIA POR FLUORESCÊNCIA DE RAIOS-X

Diferente do indicado pelo fabricante (TAB. 4.1), mas em valores insignificantes, foram encontradas na alumina In-Ceram traços de algumas substâncias além de Al_2O_3 . Concluí-se então que esta alumina não apresenta compostos que potencialmente concorreriam através de suas fases líquidas com o infiltrado de vidro durante o processo de sinterização e infiltração.

Tab. 4.1. Composição da Alumina In-Ceram por espectrometria por fluorescência de raios-X

Composto	(%)	Erro
Fe ₂ O ₃	0,0077 ±	0,0008
CaO	0,084 ±	0,008
P ₂ O ₅	0,34 ±	0,03
Al ₂ O ₃	99,57	
	100	

4.2. DISTRIBUIÇÃO DO TAMANHO DE PARTÍCULAS

A distribuição do tamanho de partículas dos pós de alumina investigados neste trabalho é apresentada na tabela 4.2. Foram descritos os diâmetros a 10%, 50%, 90% e médio. Os resultados referentes às aluminas estão representados graficamente nas figuras de 4.1 a 4.5 e serão discutidos a seguir.

Tab. 4.2. Dados da distribuição granulométrica das aluminas

CILAS 1064	Alumina In-Ceram	Alumina "A"	Alumina B"	50% ALUMINA "A" 50% de ALUMINA "B"
Diâmetro a 10%	0,51 μ m	0,53 μ m	0,90 μ m	0,51 μ m
Diâmetro a 50%	2,84 μ m	1,97 μ m	5,48 μ m	2,83 μ m
Diâmetro a 90%	10,12 μ m	5,49 μ m	15,72 μ m	9,40 μ m
Diâmetro médio	4,10 μ m	2,74 μ m	7,55 μ m	4,05 μ m

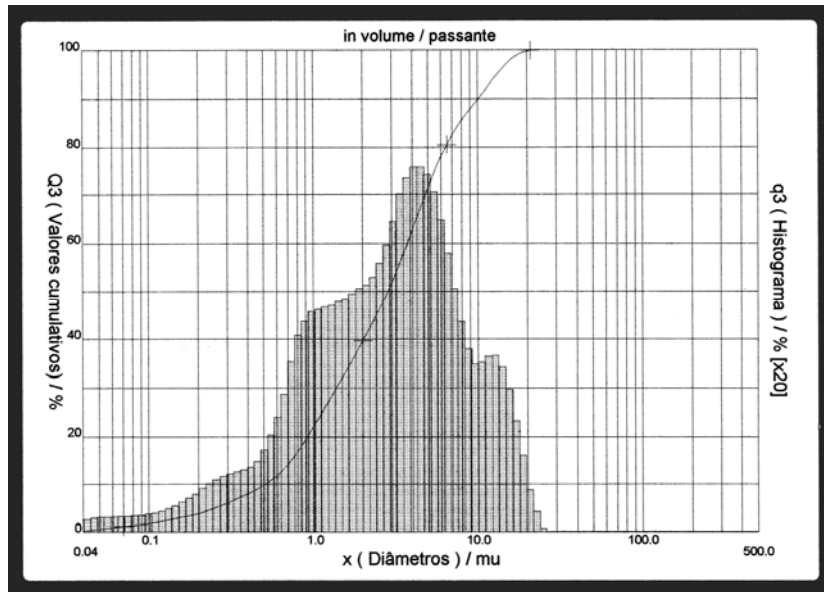


Fig. 4.1: Representação gráfica da distribuição granulométrica da alumina In-Ceran

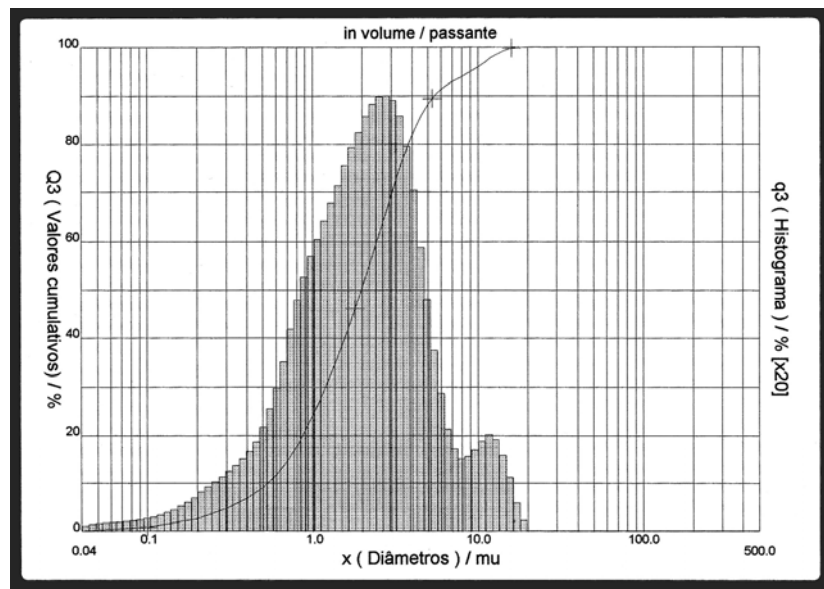


Fig. 4.2: Representação gráfica da distribuição granulométrica da alumina "A"

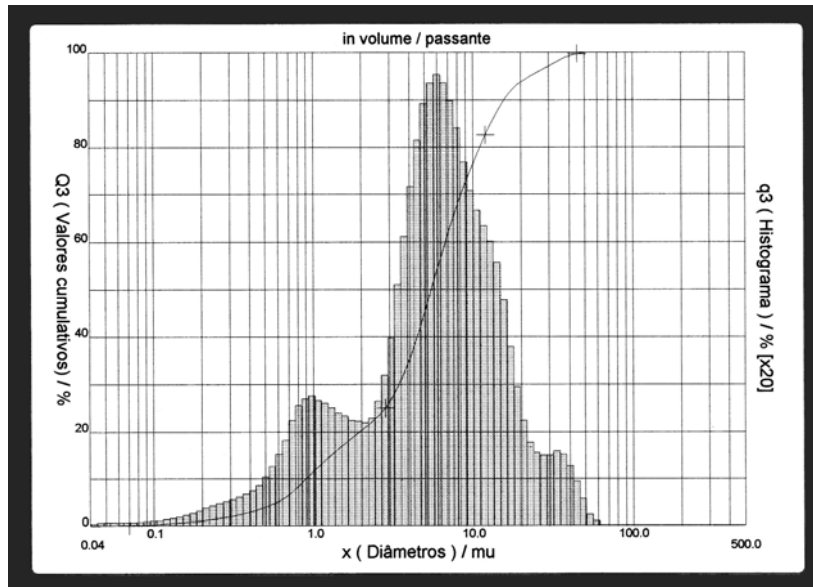


Fig. 4.3: Representação gráfica da distribuição granulométrica da alumina "B"

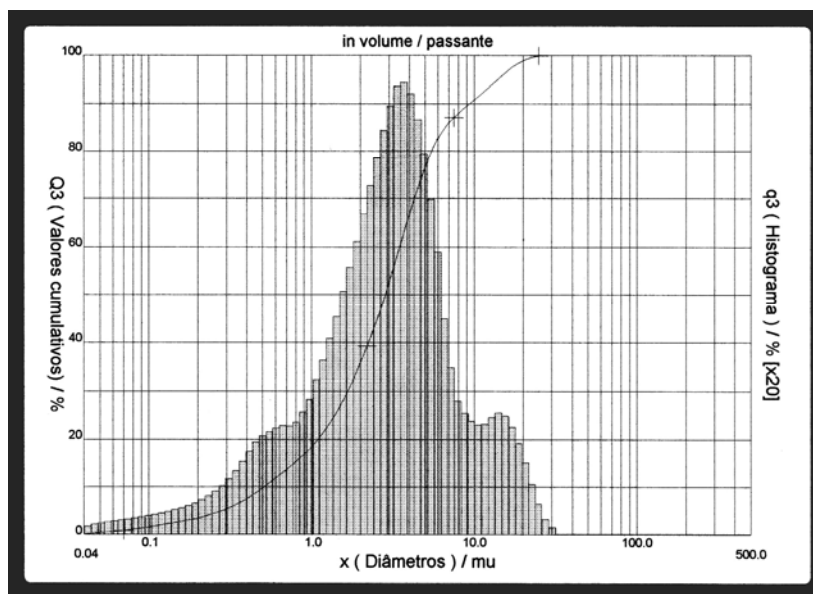


Fig. 4.4: Representação gráfica da distribuição granulométrica da mistura de 50% da alumina "A" e 50% da alumina "B"

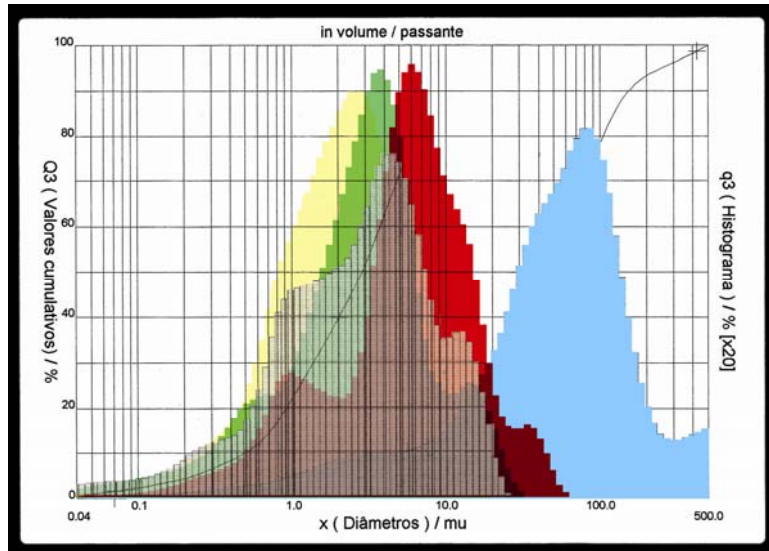


Fig. 4.5: Sobreposição gráfica das distribuições granulométricas das aluminas avaliadas (preto – In-Ceram; amarelo – alumina "A"; vermelho – alumina "B"; verde - mistura de 50% da alumina "A" e 50% da alumina "B"; azul – vidro de borossilicato com lantânio do In-Ceram)

De acordo com os resultados expostos, fica claro que a menor granulometria da alumina "A" favorece a formação de uma estrutura cerâmica mais compacta após a pré-sinterização, gerando poros de pequeno diâmetro. Pós mais finos são mais reativos, densificam melhor e são mais eficientes na redução dos poros. Este fato prejudica a infiltração vítrea no compósito cerâmico final, devido à falta de interconexão entre os poros, que tendem a tornar-se isolados em algumas regiões do compacto sinterizado.

A distribuição granulométrica da alumina "B" apresentou uma concentração de partículas de diâmetro superior aos da alumina In-Ceram, principalmente na faixa de $7,5\mu\text{m}$ (FIG. 4.3). Esta tendência de maior tamanho aumenta as distâncias de difusão e, por isso, torna o pó menos reativo, favorecendo a interconectividade dos poros, que é desejada para a infiltração da fase vítrea. Por outro lado, observou-se que, embora mais grosseira, a alumina "B" mostrou uma distribuição de tamanho de partículas diferente da alumina In-Ceram. Com a mistura das aluminas "A" e "B" ocorreu um ajuste em termos de distribuição granulométrica que se aproximou, em muito, da média da distribuição do grupo controle In-Ceram (FIG. 4.5), que está representada pela cor verde, praticamente sobreposta pelo gráfico da In-Ceram (na cor preta). No entanto, houve uma diferença perceptível na distribuição do tamanho das partículas. Caracterizou-se o vidro, que apresenta uma granulometria elevada para facilitar seu manuseio e justaposição sobre as estruturas de alumina pré-sinterizadas a serem infiltradas.

4.3. ANÁLISE MORFOLÓGICA - MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

A análise morfológica, utilizando microscopia eletrônica de varredura, confirma os resultados apresentados no item anterior. Nota-se claramente que o In-Ceram (FIG. 4.6), possui uma distribuição granulométrica mais dispersa que a da alumina "A" (FIG. 4.7), com média menor e distribuição mais homogênea. Já a alumina alumina "B" demonstra uma compactação granulométrica em região de diâmetro elevado, evidenciando na microscopia uma homogeneidade de partículas com estas características e poucas com granulometria de pequeno diâmetro (FIG. 4.8). Ao misturar-se as aluminas "A" e alumina "B" obteve-se uma maior diversidade de partículas evidenciado na figura 4.9.

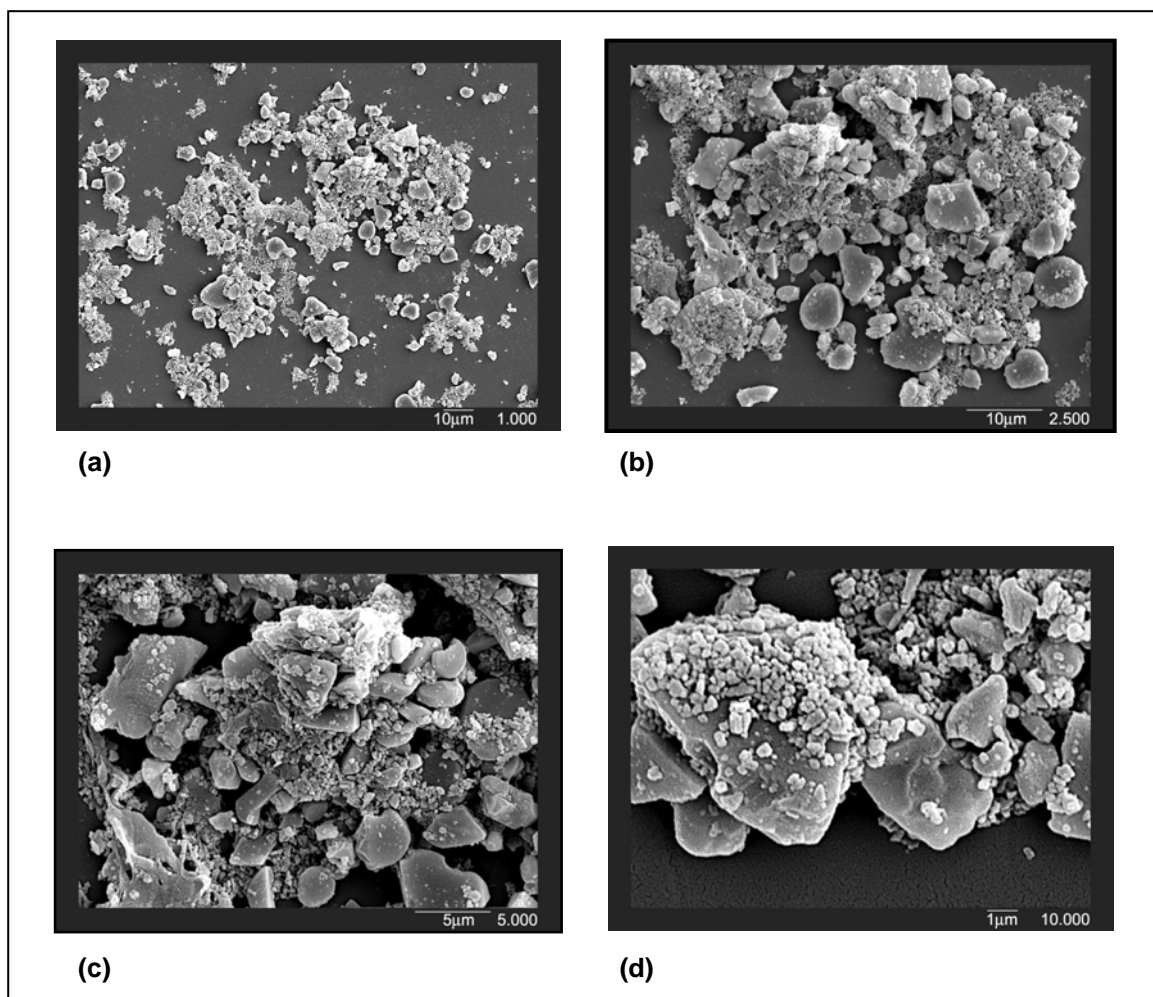


Fig. 4.6. alumina In-Ceram, aumento de (a) 1.000x; (b) 2.500x; (c) 5.000x; (d) 10.000x.

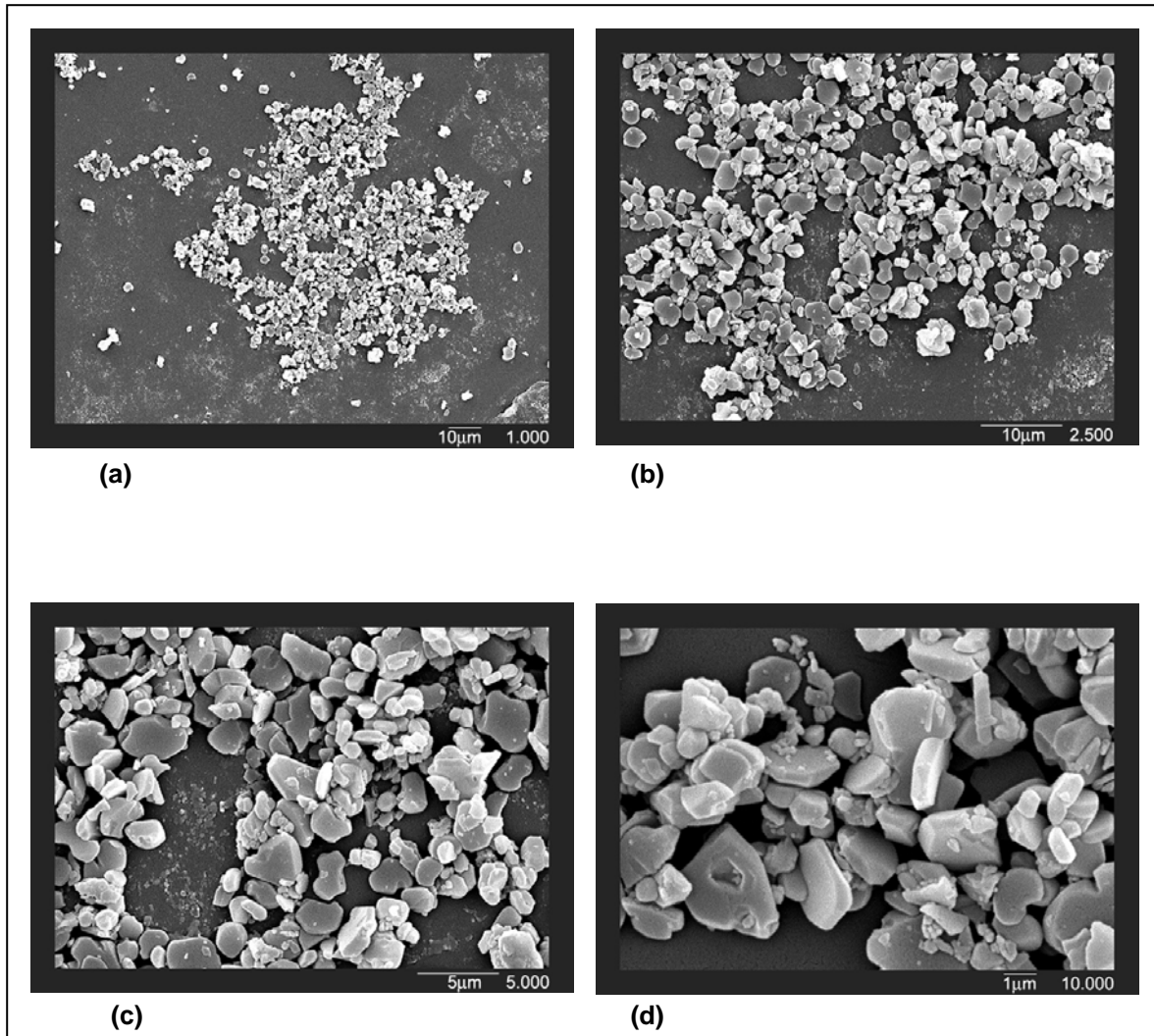


Fig. 4.7. alumina "A", aumento de (a) 1.000 x; (b) 2.500 x; (c) 5.000 x; (d) 10.000 x.

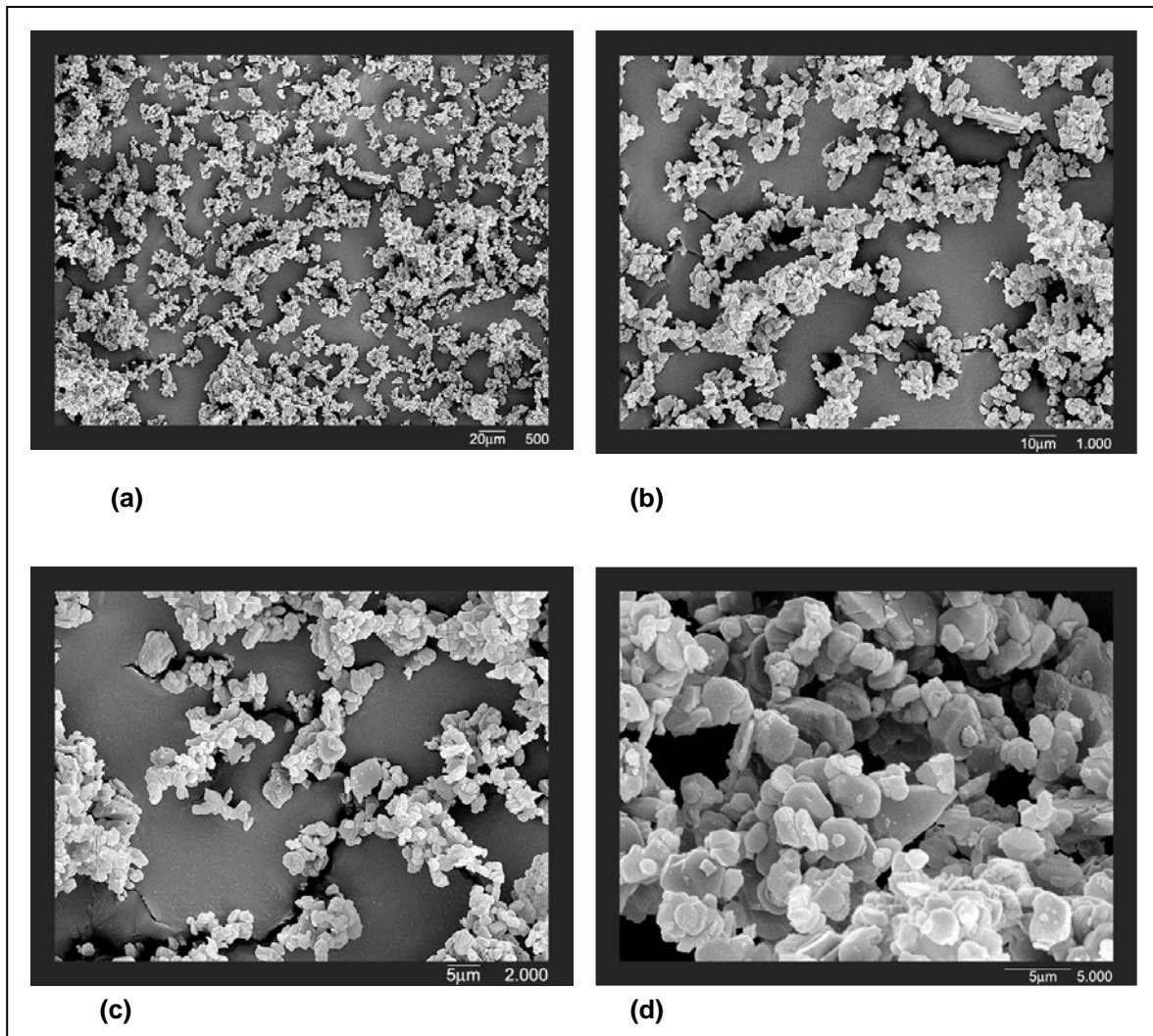


Fig. 4.8. alumina "B", aumento de (a) 500 x; (b) 1.000 x; (c) 2.000 x; (d) 5.000 x.

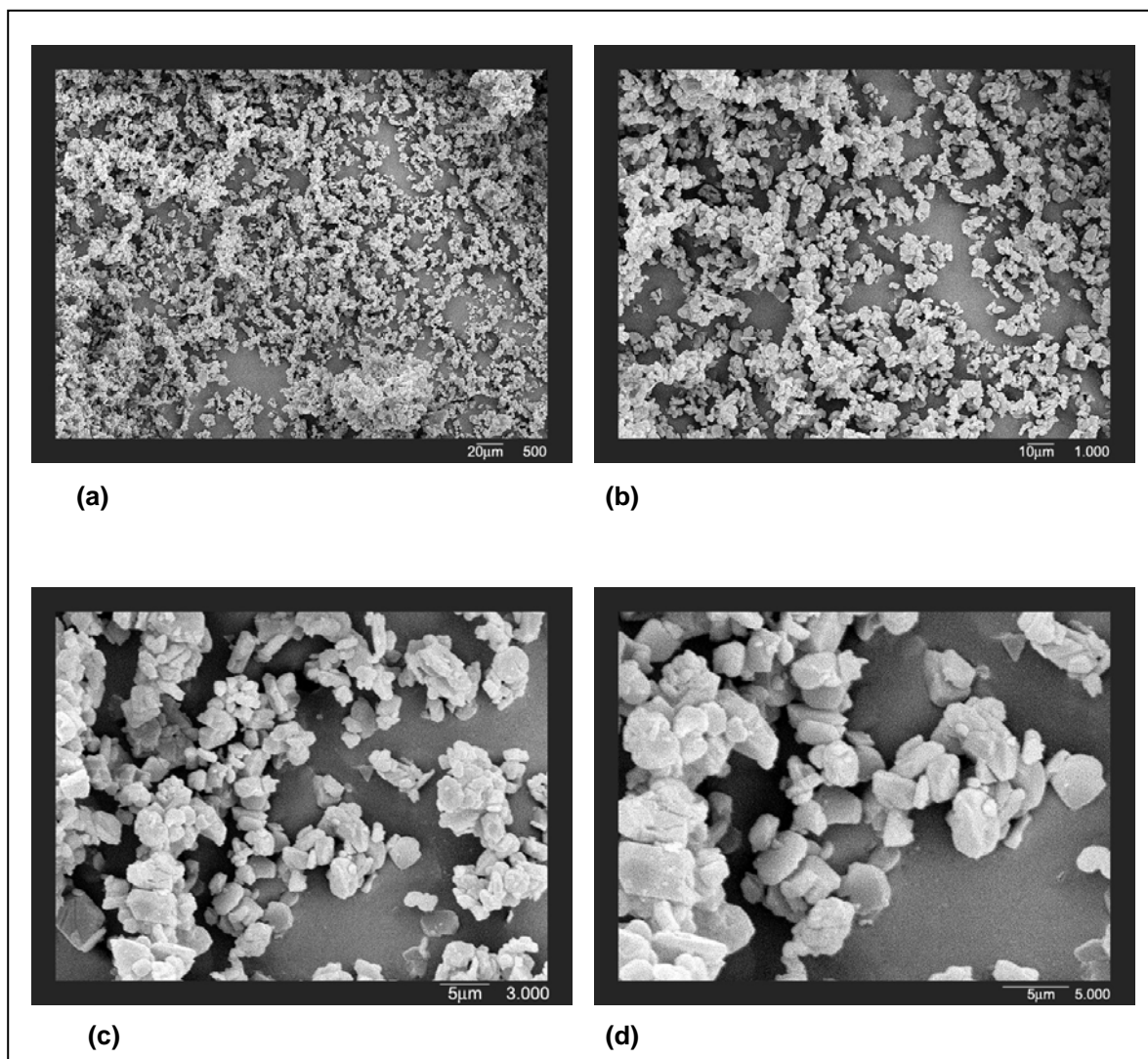


Fig. 4.9. alumina "A" (50%) com alumina "B" (50%) aumento de (a) 500 x; (b) 1.000 x; (c) 2.000 x; (d) 5.000 x.

4.4. ESPECTROSCOPIA POR ESPALHAMENTO DE ENERGIA DISPERSIVA DE RAIOS-X (EDS)

Comparando somente as amostras de In-Ceram (FIG. 4.10) e alumina "A" (FIG. 4.11), através de espectroscopia por espalhamento de energia dispersiva de raios-X (EDS), observou-se a existência de impurezas na alumina "A", as quais não aparecem na amostra de In-Ceram. Este resultado concorda com aquele apresentado no item 4.1.

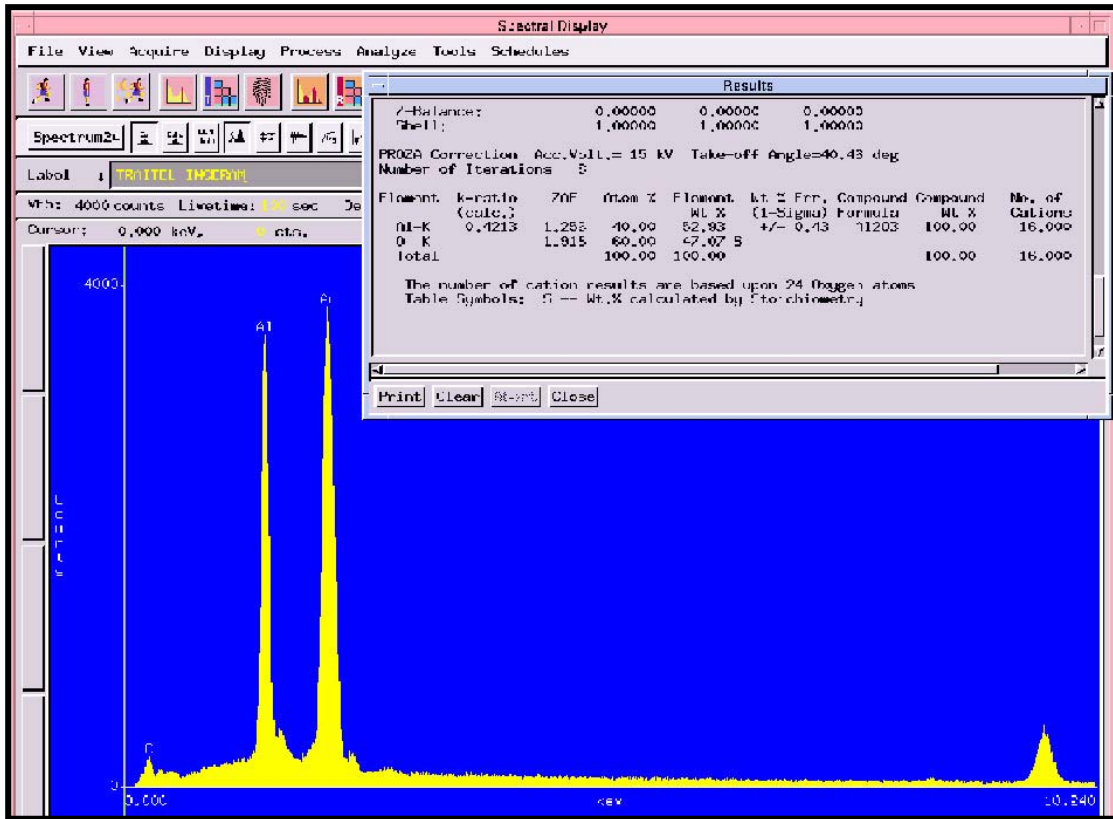


Fig. 4.10. Gráfico de composição através de EDS da Alumina In-Ceram

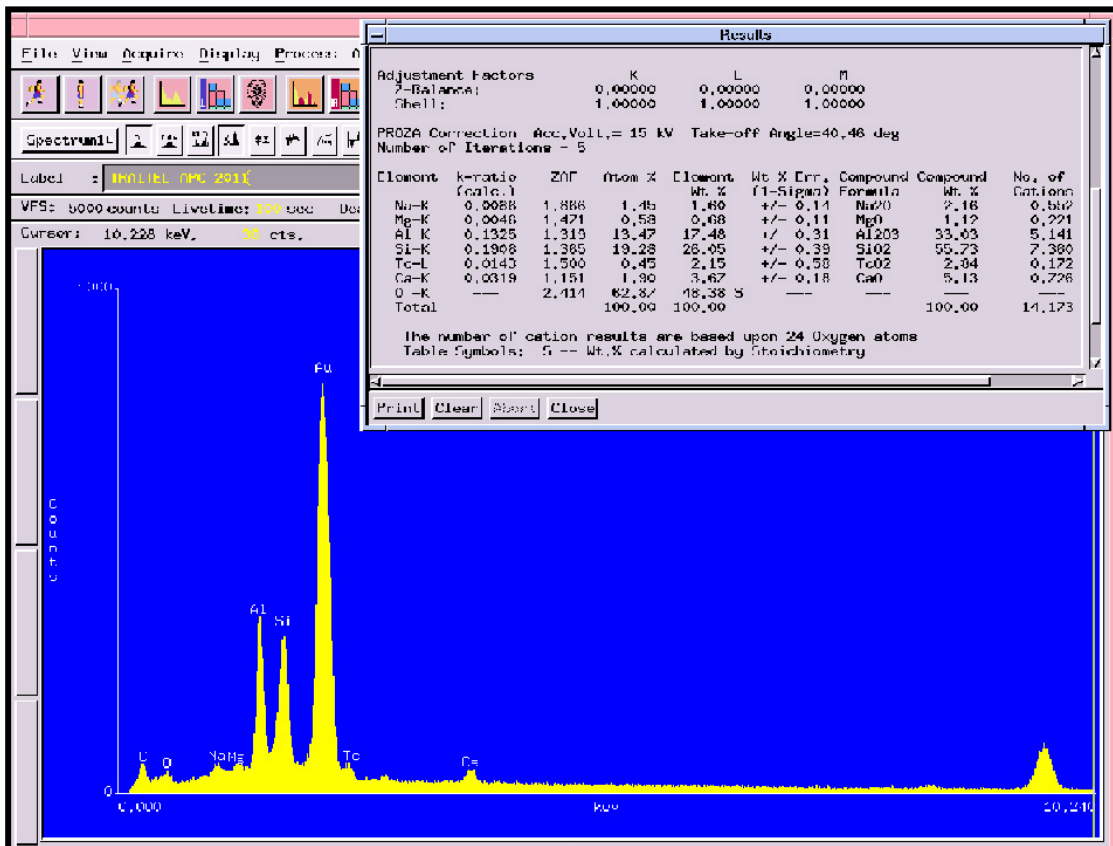


Fig. 4.11. Gráfico de composição através de EDS da alumina "A"

4.5. PROPRIEDADES FÍSICAS

As propriedades físicas demonstram claramente que o In-Ceram apresenta uma porosidade aparente (**Pa**) bem inferior em relação às aluminas nacionais, após a aplicação do vidro, pois este apresenta granulometria, composição química e características físicas direcionadas para infiltração eficiente nesse tipo de alumina. É evidente que os poros existentes estão interconectados e a boa infiltração do vidro preenchendo os poros reduz, eficientemente, a porosidade residual inicial.

Apesar dos valores da alumina “B”, da alumina “A” e da mistura de ambas apresentarem similaridade principalmente na média (TAB. 4.3), estes estão inversamente proporcionais aos resultados de sua resistência a força de flexão, onde a alumina “B” apresentou o melhor desempenho (TAB. 4.10). A alumina “A” apresenta uma porosidade aparente média com 11% a mais que a alumina In-Ceram devido principalmente ao tamanho de partícula estar concentrado na região de diâmetro médio de 2,74 μ m. Este fato deve ser salientado, pois a infiltração do vidro está diretamente relacionada ao tamanho dos poros e suas interligações formados pela pré-sinterização dos grãos. Quanto menor estes grãos menor o poro e maior a tendência de isolamento dos poros. Portanto, a maior porosidade encontrada na alumina “A” pode ser atribuída ao não preenchimento de poros pela impossibilidade de acesso da fase vítrea aos poros não ligados entre si.

As propriedades físicas demonstram claramente que alumina In-Ceram sem vidro, apresenta porosidade aparente bem menor (21,43077062) do que as aluminas nacionais em decorrência de uma mais adequada distribuição do tamanho de partículas do pó. O mesmo ocorre com as cerâmicas infiltradas com vidro. O residual de porosidade aparente do In-Ceram também está ligado diretamente as partículas que compõem esse sistema com granulometria de diâmetro reduzido como demonstrado na figura 4.1.

Tab. 4.3. Média percentual da porosidade aparente

	In-Ceram com vidro	“B” com vidro	“A” com vidro	“A” e “B” (50%) com vidro	In-Ceram sem vidro	“A” sem vidro	“B” sem vidro	“A” e “B” (50%) sem vidro
Pa(%) Média	0,278008847	2,0236916	1,84269461	1,490466	21,43077062	32,70687858	39,15204	39,35422

Tab. 4.4. alumina "A" sem vidro

Amostra (Cod)	Massa seca (g)	Massa úmida (g)	Massa imersa (g)	Va (cm ³)	Vas (cm ³)	Mea (g/cm ³)	Meas (g/cm ³)	Pa (%)
"A"/ SV 1	0,5621	0,6324	0,4141	0,21918991	0,14860	2,564442849	3,782553203	32,20338983
"A"/ SV 2	0,4961	0,5615	0,3673	0,19499167	0,12933	2,544211298	3,836070140	33,67662204
"A"/ SV 3	0,5770	0,6536	0,4275	0,22702171	0,15011	2,541607165	3,843862074	33,87881468
"A"/ SV 4	0,5877	0,6620	0,4362	0,22672049	0,15212	2,592178645	3,863458337	32,90522586
"A"/ SV 5	0,6106	0,6859	0,4526	0,23425106	0,15864	2,606605075	3,848866861	32,27603943
"A"/ SV 6	0,5936	0,6641	0,4387	0,22631885	0,15553	2,622848199	3,816591246	31,27772848
"A"/ SV 7	0,6275	0,6992	0,4657	0,23445187	0,16246	2,676455460	3,862499073	30,70663812

Tab. 4.5. In-Ceram sem vidro

Amostra (Cod)	Massa seca (g)	Massa úmida (g)	Massa imersa (g)	Va (cm ³)	Vas (cm ³)	Mea (g/cm ³)	Meas (g/cm ³)	Pa (%)
INC/SV 1	0,7403	0,7955	0,5502	0,246299978	0,19087	3,005684395	3,878455455	22,50305748
INC/SV 2	0,8111	0,8713	0,6009	0,271502299	0,21106	2,987451679	3,843039648	22,26331361
INC/SV 3	0,8146	0,8636	0,6013	0,263369279	0,21417	3,092995517	3,803528945	18,68089973
INC/SV 4	0,7755	0,8310	0,5749	0,257144005	0,20142	3,015819875	3,850206730	21,67122218
INC/SV 5	0,6992	0,7503	0,5184	0,232845352	0,18154	3,002851436	3,851555575	22,03536007

Tab. 4.6. alumina "B" sem vidro

Amostra (Cod)	Massa seca (g)	Massa úmida (g)	Massa imersa (g)	Va (cm ³)	Vas (cm ³)	Mea (g/cm ³)	Meas (g/cm ³)	Pa (%)
"B" SV 01	0,6016	0,7011	0,4475	0,254634	0,15473	2,362608	3,888108	39,23502
"B" SV 02	0,7072	0,8235	0,5249	0,299817	0,18304	2,35877	3,863570	38,94843
"B" SV 03	0,8385	0,9782	0,6247	0,354941	0,21467	2,362364	3,905967	39,51909
"B" SV 04	0,7574	0,8819	0,5624	0,320802	0,19579	2,360954	3,868333	38,96714
"B" SV 05	0,8369	0,9761	0,6211	0,356447	0,21668	2,347893	3,862383	39,21127
"B" SV 06	1,0236	1,1912	0,7621	0,430849	0,26257	2,375773	3,898448	39,05849
"B" SV 07	0,5996	0,6994	0,4448	0,255638	0,15543	2,345505	3,857659	39,19874
"B" SV 08	0,8245	0,9608	0,6127	0,349519	0,21266	2,358956	3,877019	39,15542
"B" SV 09	0,7527	0,8765	0,5593	0,318493	0,19419	2,363317	3,876133	39,0290
"B" SV 10	0,7018	0,8184	0,5219	0,297709	0,18063	2,357338	3,885218	39,32546
"B" SV 11	0,6820	0,7940	0,5070	0,28817	0,17571	2,366659	3,881320	39,02439

Tab. 4.7. alumina "A" (50%) e alumina "B" (50%) sem vidro

Amostra (Cod)	Massa seca (g)	Massa úmida (g)	Massa imersa (g)	Va (cm ³)	Vas (cm ³)	Mea (g/cm ³)	Meas (g/cm ³)	Pa (%)
50/50 SV 01	0,7313	0,8526	0,5449	0,308954	0,18716	2,367016	3,907355	39,42151
50/50 SV 02	0,5120	0,5968	0,3800	0,217684	0,13254	2,352035	3,863040	39,11439
50/50 SV 03	0,5561	0,6469	0,4131	0,234753	0,14358	2,368872	3,873023	38,83661
50/50 SV 04	0,5885	0,6856	0,4368	0,249814	0,15232	2,35575	3,863617	39,02733
50/50 SV 05	0,4137	0,4837	0,3078	0,176617	0,10633	2,342356	3,890655	39,79534
50/50 SV 06	0,4261	0,4972	0,3167	0,181236	0,10985	2,351081	3,879068	39,39058
50/50 SV 07	0,3605	0,4219	0,2676	0,154929	0,09328	2,326872	3,864762	39,79261
50/50 SV 08	0,3851	0,4486	0,2864	0,162861	0,09910	2,36459	3,885881	39,1492
50/50 SV 09	0,2597	0,3038	0,1928	0,111452	0,06717	2,330141	3,866153	39,72973
50/50 SV 10	0,3404	0,3962	0,2530	0,143784	0,08776	2,367444	3,878924	38,96648
50/50 SV 11	0,3021	0,3530	0,2247	0,128823	0,07772	2,345078	3,887254	39,67264

Tab. 4.8. In-Ceram com vidro

Amostra (Cod)	Massa seca (g)	Massa úmida (g)	Massa imersa (g)	Va (cm ³)	Vas (cm ³)	Mea (g/cm ³)	Meas (g/cm ³)	Pa (%)
INC/CV 1	1,0009	1,0021	0,7375	0,265678655	0,26447	3,767333129	3,784496378	0,453514739
INC/CV 2	1,1176	1,1183	0,8266	0,29288913	0,29219	3,815778348	3,824957196	0,239972575
INC/CV 3	1,0776	1,0779	0,7979	0,281141434	0,28084	3,832946229	3,837057361	0,107142857
INC/CV 4	0,9858	0,9866	0,7297	0,257947266	0,25714	3,821711374	3,833649559	0,311405216

Tab. 4.9. alumina "B" com vidro

Amostra (Cod)	Massa seca (g)	Massa úmida (g)	Massa imersa (g)	Va (cm ³)	Vas (cm ³)	Mea (g/cm ³)	Meas (g/cm ³)	Pa (%)
"B" CV 01	0,9226	0,9276	0,6709	0,257746451	0,25273	3,579486732	3,650593	1,947798987
"B" CV 02	0,9441	0,9509	0,6849	0,267084363	0,26026	3,534838173	3,627573	2,556390977
"B" CV 03	0,8832	0,8892	0,6396	0,250617507	0,24459	3,524095385	3,610896	2,403846154
"B" CV 04	0,9474	0,9505	0,6875	0,264072133	0,26096	3,587656106	3,630448	1,178707224
"B" CV 05	0,8051	0,8108	0,5839	0,227824969	0,22210	3,533853213	3,624915	2,512120000
"B" CV 06	0,9613	0,9648	0,7007	0,265176617	0,26166	3,625131094	3,673819	1,325255585
"B" CV 07	0,9046	0,9079	0,6564	0,252525253	0,24921	3,582216	3,629844	1,312127237
"B" CV 08	0,9998	1,0063	0,7283	0,279133281	0,27261	3,581801482	3,667554	2,338129496
"B" CV 09	0,9094	0,9126	0,6597	0,25393096	0,25072	3,581288399	3,627184	1,265322262
"B" CV 10	0,9601	0,9659	0,7024	0,264574171	0,25875	3,628850	3,710524	2,201138520
"B" CV 11	0,9283	0,9356	0,6761	0,260557865	0,25323	3,562740	3,665865	2,813102119
"B" CV 12	0,9717	0,9787	0,7062	0,27361086	0,26658	3,551394121	3,645028	2,568807339
"B" CV 13	1,0366	1,0408	0,7497	0,292286684	0,28807	3,546518049	3,598436	1,442803160
"B" CV 14	1,0250	1,0321	0,7442	0,289073639	0,28194	3,545809309	3,635465	2,466134074
"B" CV 15	0,6871	0,6895	0,5036	0,186657831	0,18425	3,681067101	3,729212	1,291016676

Tab. 4.10. alumina "A" com vidro

Amostra (Cod)	Massa seca (g)	Massa úmida (g)	Massa imersa (g)	Va (cm ³)	Vas (cm ³)	Mea (g/cm ³)	Meas (g/cm ³)	Pa (%)
"A"/ CV 2	0,7905	0,7909	0,5830	0,20874751	0,20835	3,786871429	3,794171422	0,19240019
"A"/ CV 4	0,8182	0,8194	0,6035	0,21678013	0,21558	3,774331209	3,795426679	0,55581288
"A"/ CV 5	0,7963	0,8043	0,5822	0,22300540	0,21497	3,570765520	3,704189734	3,60198109
"A"/ CV 6	0,8773	0,8821	0,6428	0,24027552	0,23546	3,651225081	3,725962311	2,00585040
"A"/ CV 7	0,8498	0,8552	0,6231	0,23304617	0,22762	3,646487773	3,733347208	2,32658337
"A"/ CV 8	0,8310	0,8486	0,6087	0,24087796	0,22321	3,449879700	3,723014575	7,33639016
"A"/ CV 9	0,8115	0,8132	0,5962	0,21788461	0,21618	3,724448433	3,753856526	0,78341014
"A"/ CV 10	0,8475	0,8476	0,6263	0,22220214	0,22210	3,814094668	3,815818942	0,04518753
"A"/ CV 11	0,8657	0,8716	0,6355	0,23706247	0,23114	3,651780000	3,745374709	2,49894113
"A"/ CV 12	0,8152	0,8200	0,5978	0,22310581	0,21829	3,653871683	3,734545943	2,16021602
"A"/ CV 13	0,8923	0,8927	0,6561	0,23756451	0,23716	3,756032384	3,762393150	0,16906171
"A"/ CV 14	0,8669	0,8675	0,6399	0,22852782	0,22793	3,793411186	3,803437824	0,26362039
"A"/ CV 15	0,7979	0,8023	0,5840	0,21918991	0,21477	3,640222290	3,715102973	2,01557490

Tab. 4.11. alumina "A" (50%) e alumina "B" (50%) com vidro

Amostra (Cod)	Massa seca (g)	Massa úmida (g)	Massa imersa (g)	Va (cm ³)	Vas (cm ³)	Mea (g/cm ³)	Meas (g/cm ³)	Pa (%)
50/50 CV 01	0,8883	0,8908	0,6504	0,241380003	0,23887	3,680089443	3,718762	1,039933444
50/50 CV 02	0,9571	0,9598	0,7029	0,257947	0,25524	3,710448322	3,749859	1,050993
50/50 CV 03	0,8552	0,8585	0,6232	0,236259212	0,23295	3,61975303	3,671241	1,402464938
50/50 CV 04	0,9761	0,9788	0,7149	0,264975802	0,26226	3,683732603	3,721811	1,023114816
50/50 CV 05	0,9409	0,9473	0,6836	0,264774986	0,25835	3,553583413	3,641974	2,427000
50/50 CV 06	0,9886	0,9928	0,7225	0,271401892	0,26718	3,642568568	3,700061	1,553829079
50/50 CV 07	0,8664	0,8697	0,6313	0,23937185	0,23606	3,619473221	3,670278	1,384228188
50/50 CV 08	0,8091	0,8118	0,5889	0,223808663	0,22110	3,615141561	3,659469	1,211305518
50/50 CV 09	0,8471	0,8499	0,6199	0,230937607	0,22813	3,668090	3,713296	1,217391304
50/50 CV 10	0,9912	0,9945	0,7258	0,269795369	0,26648	3,673895527	3,719577	1,228135467
50/50 CV 11	0,9071	0,9100	0,6639	0,247103239	0,24419	3,670935286	3,714709	1,178382771
50/50 CV 12	0,8980	0,9008	0,6542	0,247605277	0,24479	3,626740146	3,668393	1,135442011
50/50 CV 13	0,9529	0,9557	0,6980	0,258750527	0,25594	3,682697811	3,723151	1,08653473
50/50 CV 14	0,8979	0,9027	0,6518	0,251922807	0,24710	3,564187	3,633704	1,913112794
50/50 CV 15	0,9878	0,9916	0,7170	0,275719421	0,27190	3,582627575	3,632901	1,383831027

4.6. AVALIAÇÃO DE DISTRIBUIÇÃO DE POROS DOS CORPOS DE PROVA PRÉ-SINTERIZADOS

A análise de distribuição de poros, evidenciou a característica mais evidente em relação a efetiva infiltração do vidro de Borossilicato com lantânio, que foi o tamanho destes poros e suas concentrações específicas.

Nota-se nos gráficos dV/dP que na condição de pré-sinterizado, os poros do sistema In-Ceram posicionam-se na escala de 50 à 400nm (FIG. 4.12). Já nesta mesma condição, a alumina "A" tem seus poros na faixa de 60 à 110nm (FIG. 4.14). Esta evidente diferença dos tamanhos dos poros das aluminas pré-sinterizadas está diretamente ligada à capacidade efetiva de penetração do vidro no interior dos corpos de prova avaliados.

Após infiltração e sinterização, a distribuição dos poros é nula na superfície tanto para a alumina In-Ceram quanto para a alumina "A" (FIG. 4.14 e 4.15).

Para a alumina "B" não foi possível efetuar esta avaliação.

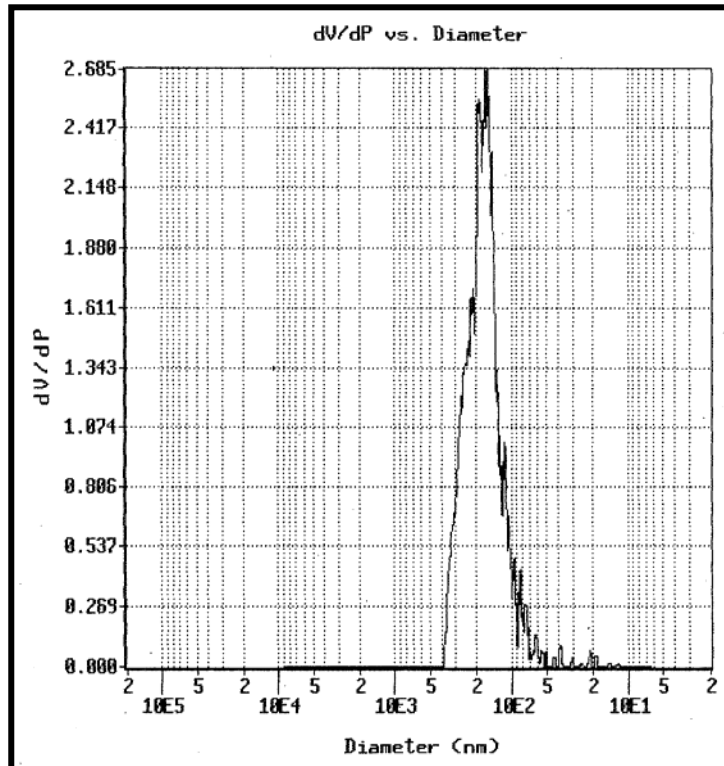


Fig. 4.12. Gráfico da derivada de volume de intrusão de Hg em relação a pressão para In-Ceram pré-sinterizado (verde)

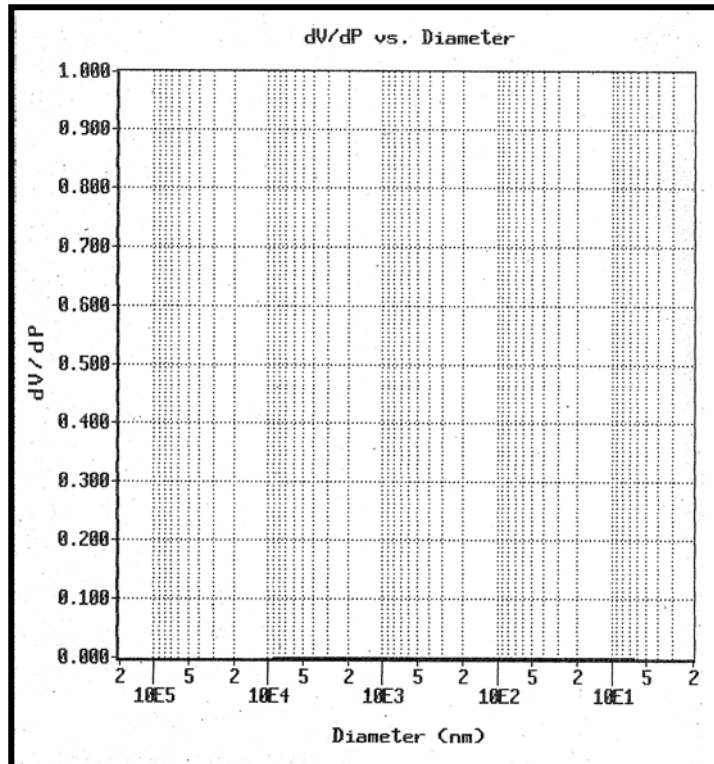


Fig. 4.13. Gráfico da derivada de volume de intrusão de Hg em relação a pressão para In-Ceram infiltrado com vidro

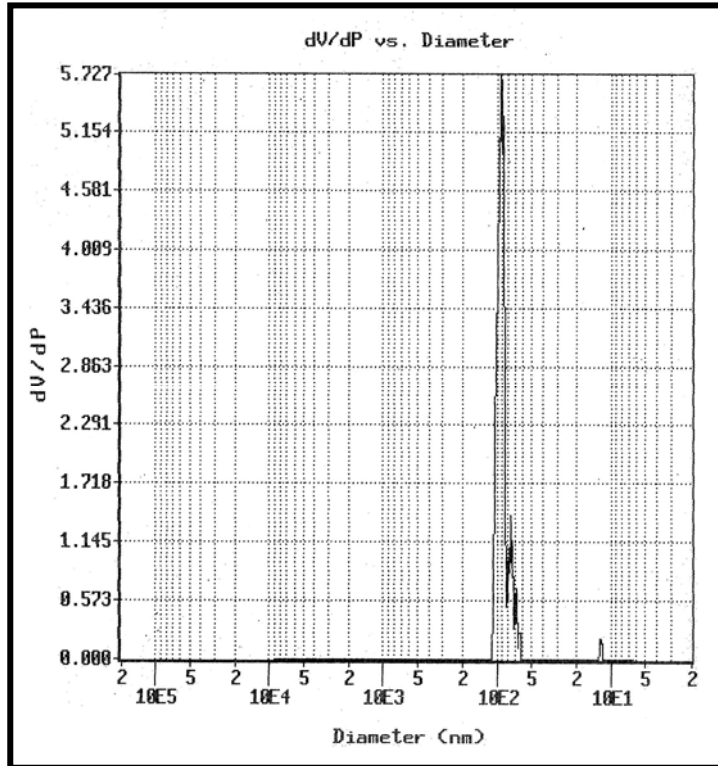


FIG. 4.14. Gráfico da derivada de volume de intrusão de Hg em relação a pressão para alumina "A" pré-sinterizado (verde)

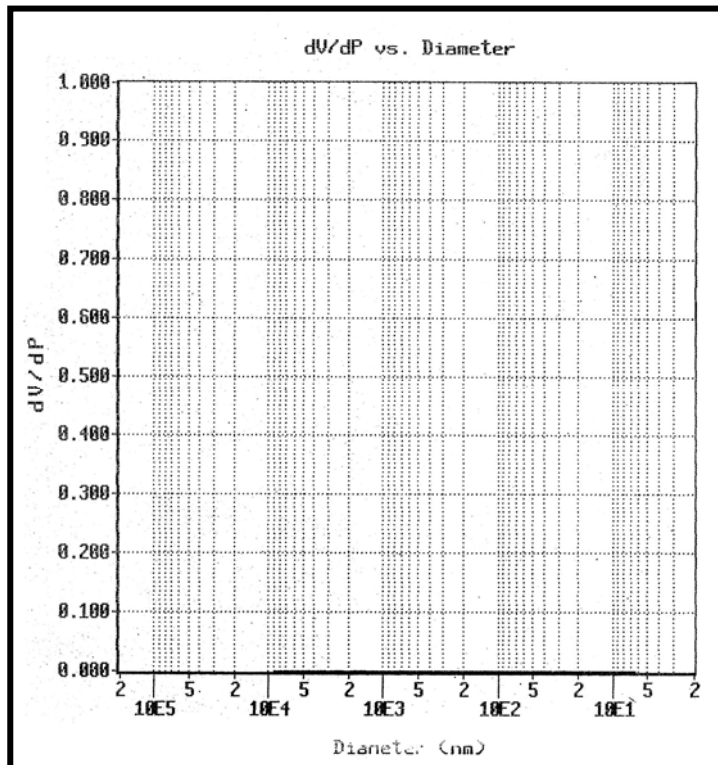


Fig. 4.15. Gráfico da derivada de volume de intrusão de Hg em relação a pressão para alumina "A" infiltrado com vidro

4.7. ENSAIO DE FLEXÃO

Levando-se em consideração os valores referenciais da norma ISO 6872, todos os resultados obtidos atenderam ao valor mínimo exigido de resistência mecânica à flexão, ou seja, acima de 100 MPa para as cerâmicas de suporte.

O grupo controle composto pelo sistema In-Ceram apresentou a maior média geral e os resultados mais agrupados (Tab. 4.12). Já dentre as aluminas nacionais, a alumina “B” exibiu a melhor média além do resultado de maior valor absoluto. A alumina “A” apresentou os piores resultados médios. Ao misturar as aluminas “A” e alumina “B”, obteve-se um ajuste granulométrico quase idêntico ao do sistema In-Ceram (Tab. 4.2). Ainda assim houve queda nos valores globais. Tal enfraquecimento pode ser atribuído a baixa granulometria da alumina “A” e proporcional porosidade, que interfere diretamente na penetração do vidro na estrutura de alumina pré-sinterizada, conforme descrito no capítulo anterior.

A resistência à flexão é uma propriedade mecânica que é inversamente proporcional ao tamanho do defeito crítico que gera a fratura da amostra. Os resultados obtidos revelaram que as amostras com maior porosidade aparente apresentaram menor valor de resistência mecânica à flexão, por possuírem maiores tamanhos de defeito crítico.

Comparando-se os resultados de resistência da amostra In-Ceram com a da alumina “B”, percebe-se que embora tenha havido uma grande diferença de porosidade aparente entre elas (0,27 – In-Ceram e 2,02 – alumina “B”), esta diferença não se refletiu, de forma acentuada, nos resultados de resistência mecânica (312 MPa – In-Ceram e 285 – alumina “B”). Isto sugere que o defeito crítico na alumina “B” situou-se longe da superfície livre de apoio da amostra. Tal resultado comprova que houve boa infiltração do vidro, a partir da superfície e que os poros não preenchidos localizaram-se próximos ao centro geográfico das amostras. Sabe-se que os defeitos críticos próximos da superfície (zona tratada) reduzem drasticamente o valor da resistência mecânica à flexão.

Outro fato que justifica os menores valores de resistência das aluminas nacionais é a maior quantidade de fase vítrea infiltrada nessas aluminas já que elas mostraram maiores valores de porosidade antes da infiltração. A fase vítrea apresenta menor valor de resistência mecânica que aquela da matriz de alumina.

Tab. 4.12. Tensão máxima de ruptura (MPa)

	Alumina In-Ceram	Alumina "A"	Alumina "B"	50% de alumina "A" com 50% de alumina "B"
Média	312,0	212,75	285,50	229,45
Mínimo	236,5	187,75	187,72	157,97
Máximo	400,3	255,31	408,33	280,68

Tab. 4.13. Ensaio de Flexão Material Cerâmico In-Ceram

	Força máxima (N)	Tensão Ruptura {MPa}
CP 1	187,88	369,41
CP 2	185,39	352,80
CP 3	139,60	245,00
CP 4	139,32	247,33
CP 5	173,73	314,08
CP 6	171,79	343,71
CP 7	166,51	288,78
CP 8	169,29	334,20
CP 9	144,04	262,11
CP 10	203,70	399,97
CP 11	197,32	400,26
CP 12	120,58	236,52
CP 13	153,47	262,05
Número CPs	13	13
Média	165,6	312,0
Mediana	169,3	314,1
Desv. Padrão	24,95	59,08
Coef. Var.(%)	15,07	18,93
Mínimo	120,6	236,5
Máximo	203,7	400,3

Tab. 4.14. Ensaio de Flexão Material Cerâmico “A”

	Força máxima (N)	Tensão Ruptura {MPa}
CP 1	117,69	194,31
CP 2	98,40	188,42
CP 3	123,53	205,93
CP 4	150,97	255,31
CP 5	114,98	200,66
CP 6	111,03	206,55
CP 7	142,65	232,94
CP 8	114,01	200,17
CP 9	132,47	248,42
CP 10	117,13	219,05
CP 14	100,34	187,75
Número CPs	11	11
Média	120,5	212,7
Mediana	117,1	205,9
Desv. Padrão	16,32	23,40
Coef. Var.(%)	13,55	11,00
Mínimo	98,40	187,75
Máximo	151,0	255,31

Tab. 4.15. Ensaio de Flexão Material Cerâmico “B”

	Força máxima (N)	Tensão Ruptura {MPa}
CP 1	42.60	250,30
CP 2	53.98	285,00
CP 3	47.80	257,00
CP 4	59.88	334,00
CP 5	59.88	377,00
CP 6	42.25	235,00
CP 7	36.49	196,06
CP 8	56.62	316,60
CP 9	48.91	191,00
CP 10	62.37	373,70
CP 11	45.10	273,60
CP 12	49.33	311,31
CP 13	65.63	408,33
CP 14	26.42	187,72
Número CPs	14	14
Média	44.80	285,50
Mediana	49.12	----
Desv. Padrão	10.87	----
Coef. Var.(%)	21.82	----
Mínimo	26.42	187,72
Máximo	65.63	408,33

Tab. 4.16. Ensaio de Flexão Material Cerâmico “A”/”B”

	Força máxima (N)	Tensão Ruptura {MPa}
CP 1	40,17	157,97
CP 2	56,41	235,73
CP 3	58,49	228,29
CP 4	46,00	197,12
CP 5	58,77	263,86
CP 6	59,11	272,96
CP 7	38,78	166,20
CP 8	51,90	257,94
CP 9	53,63	260,14
CP 10	52,87	223,14
CP 11	58,90	280,68
CP 12	50,93	244,16
CP 13	50,93	240,99
CP 14	42,18	185,47
CP 15	42,11	199,56
Número CPs	15	15
Média	50,75	229,4
Mediana	51,90	235,7
Desv. Padrão	7,233	38,46
Coef. Var.(%)	14,25	16,92
Mínimo	38,78	157,97
Máximo	59,11	280,68

4.8. MICROSCOPIA DAS FRATURAS

As microscopias das fraturas demonstraram além das propagações das trincas, o grau aparente de poros existentes no interior dos corpos de prova infiltrados.

Observou-se uma fratura de carácter predominantemente intergranular na alumina In-Ceram com evidentes arrancamentos de partículas do interior da matriz do vidro infiltrado (FIG. 4.16). A alumina “A” comportou-se da mesma forma, apresentando um volume de vazios em maior quantidade que o grupo controle (FIG. 4.17).

No caso da fratura da alumina “B”, esta apresentou a mesma característica das aluminas anteriores com uma quantidade de poros evidentes mais elevada (FIG. 4.18). Apesar desta quantidade de poros, esta alumina apresenta-se mais eficiente que a alumina “A” e a mistura de ambas (Tab. 4.10).

Apesar da mistura das aluminas “A” e “B” apresentar também características de propagação de fratura intergranular, torna-se evidente a elevada quantidade de volume de vazios, que representa diretamente concentração de tensões nos defeitos e conseqüente queda dos valores de resistência mecânica à flexão.

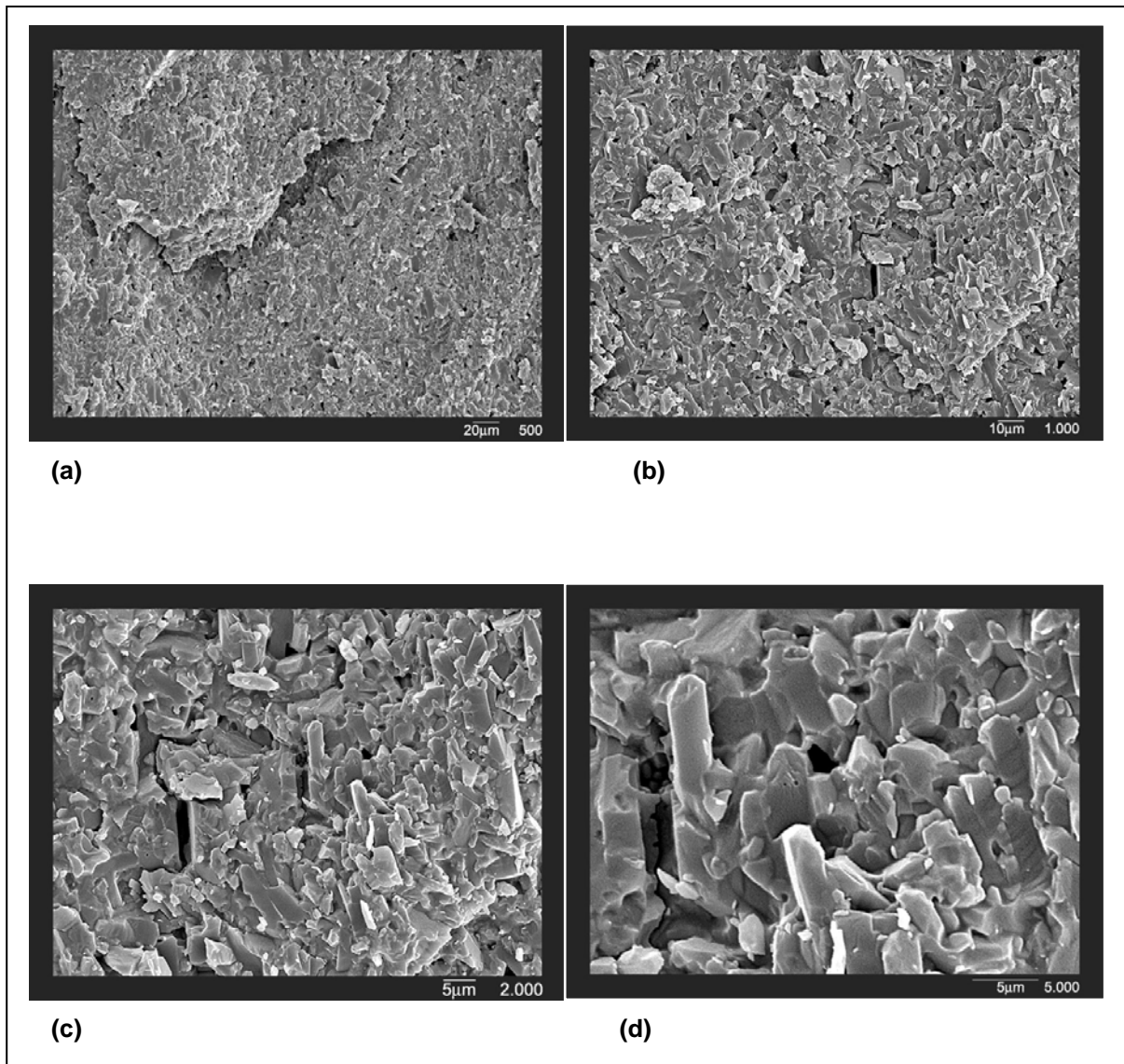


Fig. 4.16. Alumina In-Ceram (a)500x; (b) 1.000x; (c) 2.000x; (d) 5.000x.

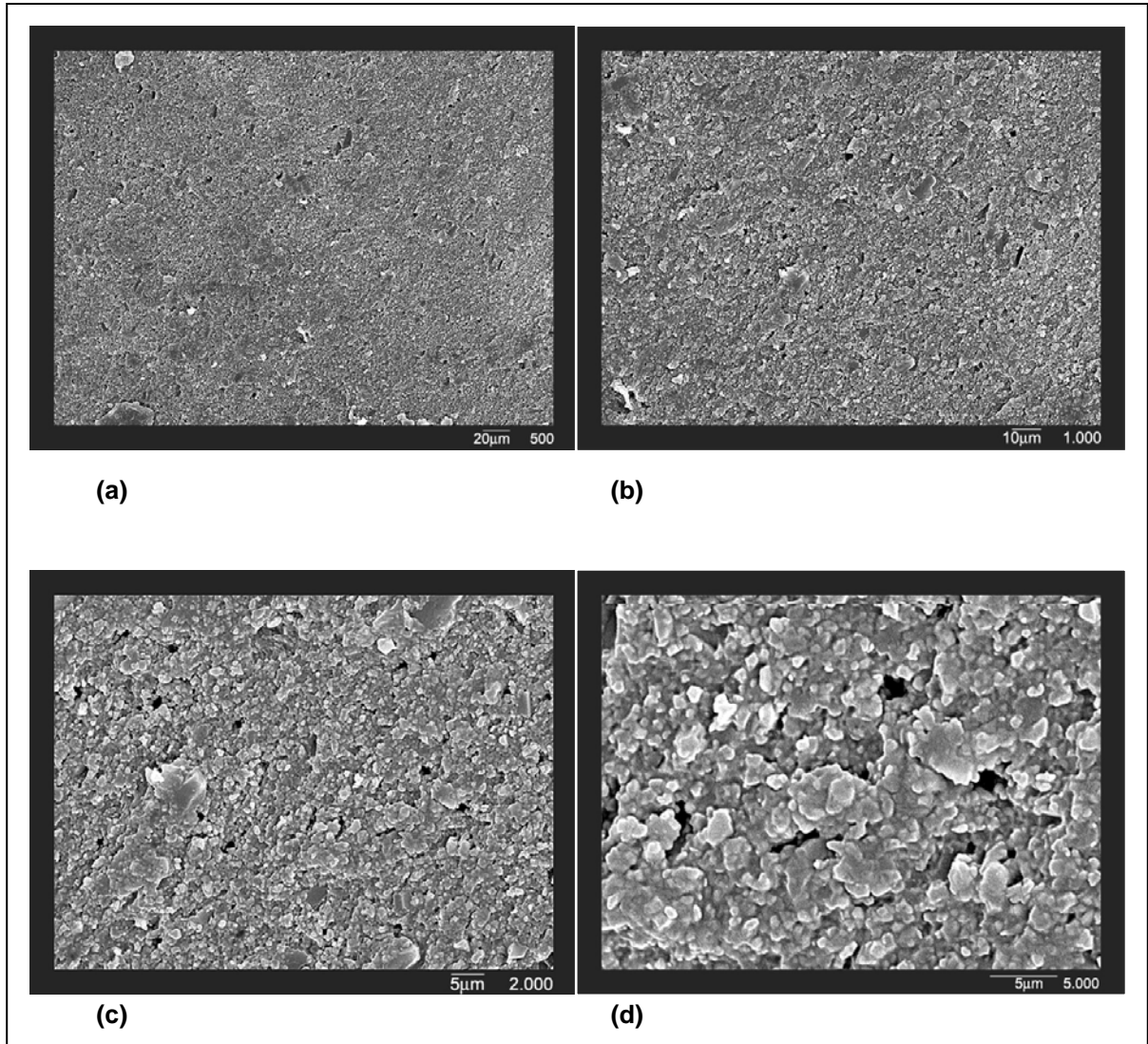


Fig. 4.17. Alumina "A" (a) 500x; (b) 1.000x; (c) 2.000x; (d) 5.000x.

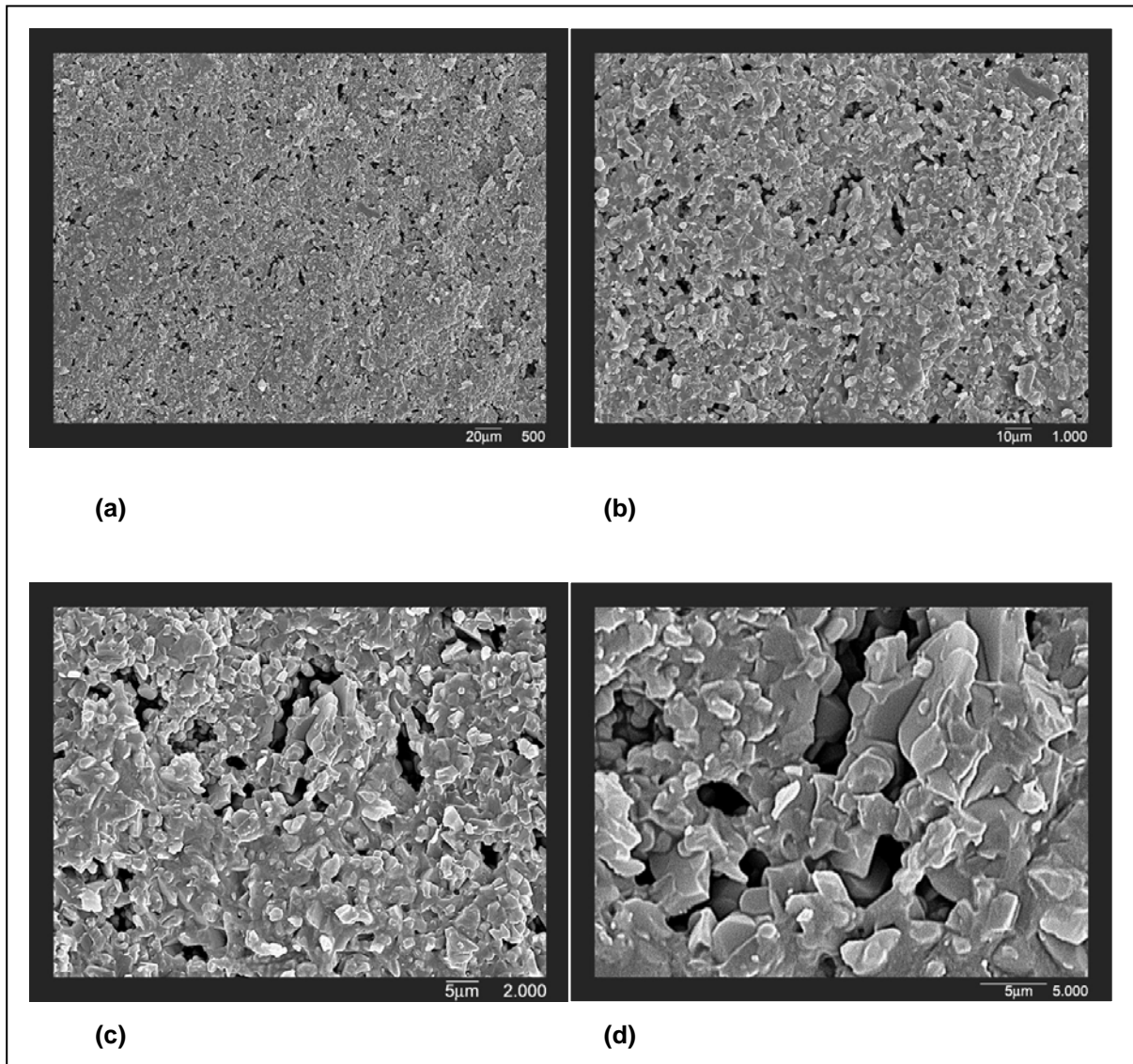


Fig. 4.18. Alumina "B" (a) 500x; (b) 1.000x; (c) 2.000x; (d) 5.000x.

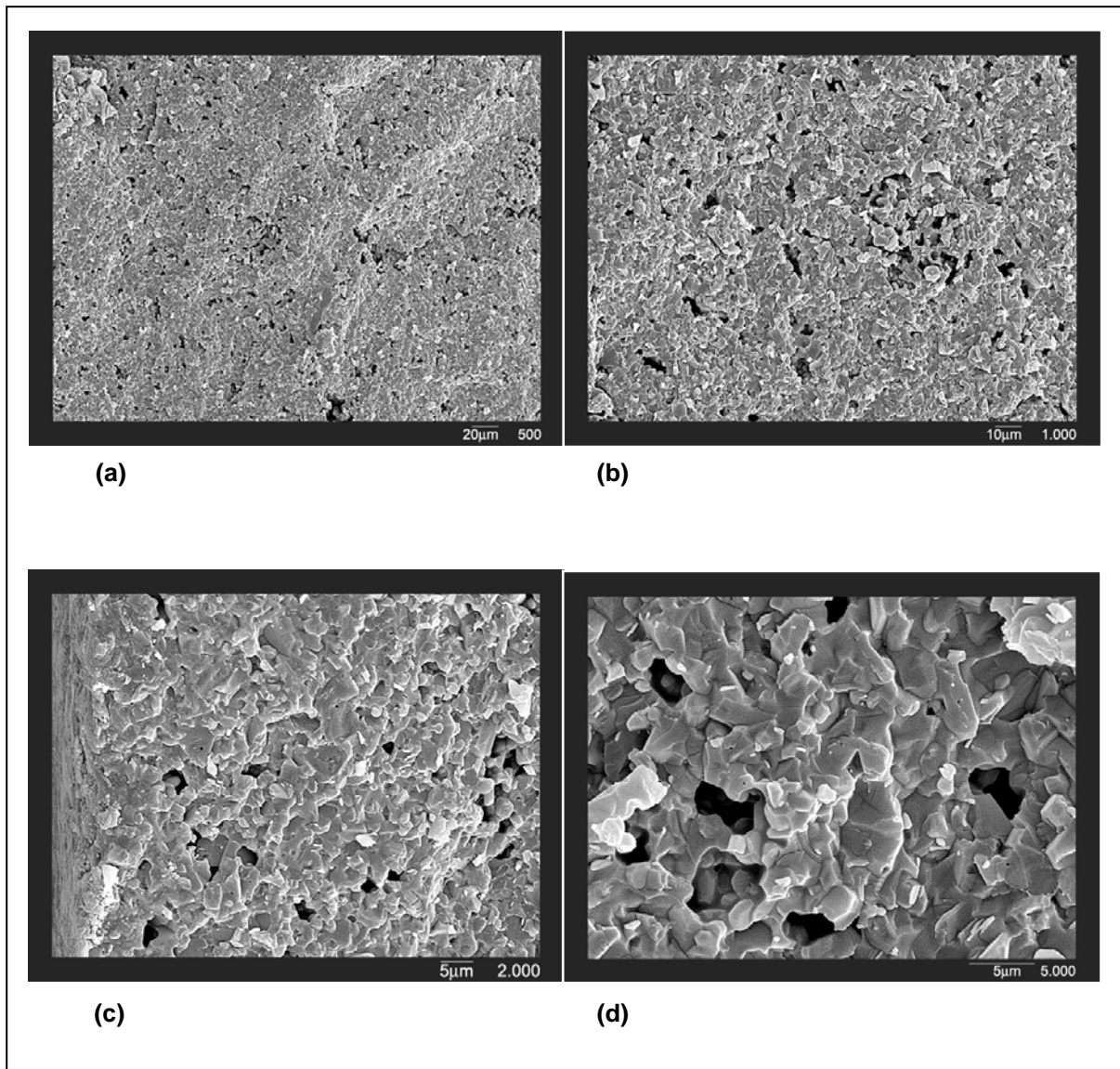


Fig. 4.19. Alumina "A" (50%) com alumina "B" (50%); (a) 500x; (b) 1.000x; (c) 2.000x; (d) 5.000x.

4.8.1. MEV DE DEFEITO PROMOTOR DE CONCENTRAÇÃO DE TENSÕES

A presença de defeitos foi observada em todas as aluminas investigadas.

Observa-se na figura 4.20, um poro de elevada proporção ocasionado por um processamento inadequado. Este poro, encontrado durante a análise microscópica da fratura do In-Ceram, demonstra em seu interior a grande quantidade de partículas desapoiadas, principalmente de granulometria reduzida (FIG. 4.21). Tais tipos de

defeito proporcionam uma concentração de tensões em relação a outras regiões íntegras. Logo deve-se evitar tais defeitos durante a pré-sinterização e principalmente durante a infiltração do vidro, para que se preserve a durabilidade longitudinal das próteses odontológicas.

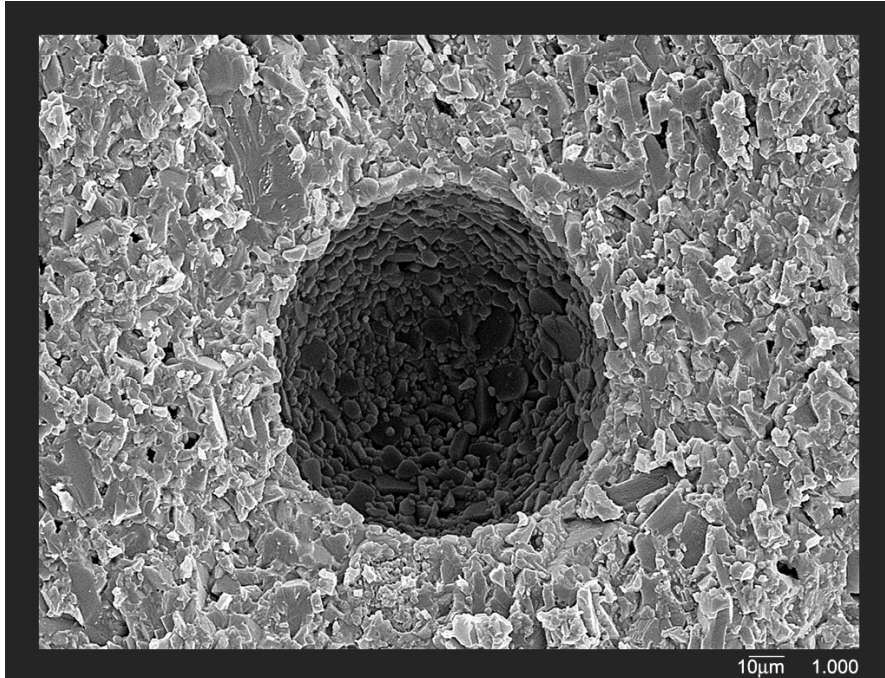


Fig. 4.20. MEV de uma cavidade na fratura do corpo de prova de In-Ceram (1.000x)

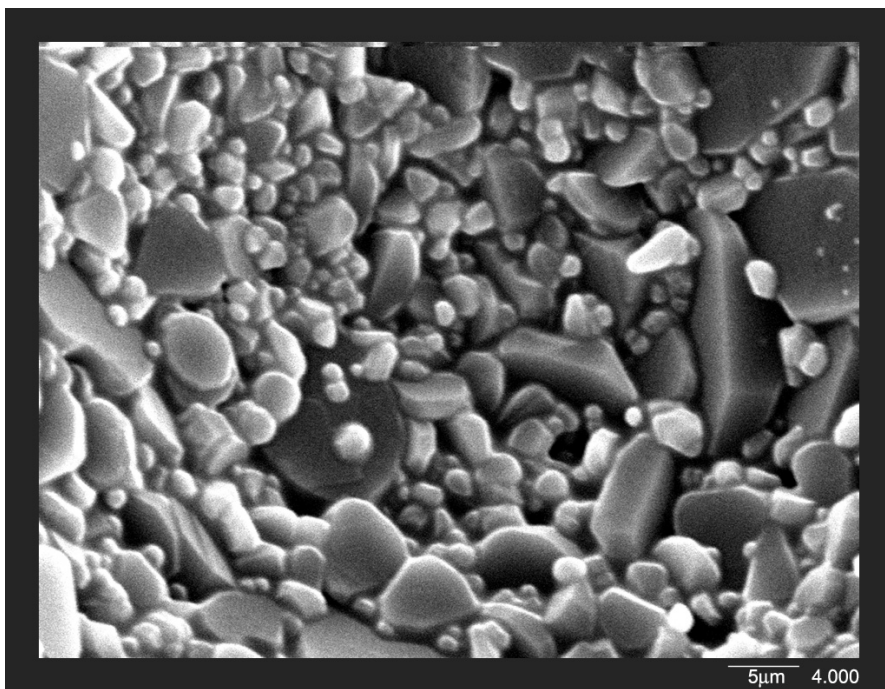


Fig. 4.21. MEV do interior da cavidade encontrada no corpo de prova de In-Ceram (4.000x), demonstrando as partículas desagregadas no interior da matriz.

4.9. ENSAIO DE DUREZA VICKERS

O ensaio de dureza Vickers levou em consideração a média das diagonais e das trincas dos corpos de prova de mínimo, médio e máximo valores de resistência à força de flexão. Autores diversos avaliaram que a alumina pura apresenta uma dureza da ordem de 20GPa e K_{IC} aproximadamente igual a $4,5 \text{ MPa m}^{1/2}$. Neste trabalho obteve-se resultados de dureza bastantes próximos uns dos outros, apesar do maior volume de poros encontrado nos corpos de prova das aluminas nacionais. O maior resultado de dureza foi encontrado na mistura das aluminas nacionais e o valor mais representativo esteve presente na alumina In-Ceram que mostrou um valor médio de 20GPa. O resultado de tenacidade apresentou-se superior a média preconizada e este resultado está diretamente ligado a matriz do vidro infiltrado que permite uma absorção maior de energia limitando assim a propagação de trincas em relação à alumina pura.

Os resultados encontrados estão diretamente ligados a porosimetria e propriedades físicas dos CPs.

Tab. 4.17. Médias das medidas das diagonais e trincas

CORPOS DE PROVA	Méd Diag. 1	Méd Diag. 2	Dureza	Méd Trinc. 1	Méd Trinc. 2	Tenacidade
In-Ceram – CP 12 – mínimo	103,70	98,30	17,83	234,40	230,20	5,55
In-Ceram – CP 5 – médio	93,40	97,30	20,00	196,40	200,20	6,58
In-Ceram – CP 11 – máximo	91,10	90,80	21,98	162,40	161,90	8,35
ALUMINA “A” – CP 14 – mínimo	103,20	98,80	17,83	230,60	235,20	5,53
ALUMINA “A” – CP 6 – médio	102,00	97,30	18,31	234,80	221,00	5,64
ALUMINA “A” – CP 4 – máximo	96,80	99,10	18,95	219,10	215,90	5,93
ALUMINA “B” – CP 14 – mínimo	106,00	103,10	16,64	243,50	247,60	5,28
ALUMINA “B” – CP 2 – médio	100,70	96,80	18,65	220,90	201,90	6,19
ALUMINA “B” – CP 13 – máximo	92,40	95,20	20,67	179,60	194,10	7,05
50% ALUMINA “A” com 50% ALUMINA “B” CP 1 – mínimo	102,40	98,70	17,99	250,50	256,40	4,96
50% ALUMINA “A” com 50% ALUMINA “B” CP 3 - médio	100,10	98,00	18,54	218,90	231,20	5,72
50% ALUMINA “A” com 50% ALUMINA “B” CP 11 – máximo	88,00	92,00	22,45	157,40	159,40	8,56

5. CONCLUSÕES

As aluminas avaliadas apresentam composição de relativa pureza de Al_2O_3 , com distribuição granulométrica média variando de $4,10\mu m$ para a In-Ceram; $2,74\mu m$ para a alumina “A”; $7,55\mu m$ para a alumina “B” e $4,05\mu m$ para a mistura das duas aluminas nacionais. Apesar da mistura das aluminas ter ajustado a granulometria para próximo ao da alumina In-ceram o resultado das propriedades físicas bem como a microscopia das partículas demonstraram que o menor diâmetro dos poros comprovado pela porosimetria de mercúrio impediu a penetração adequada e homogênea do vidro de Boro-Silicato com Lantânio.

O ensaio de flexão, padronizado de acordo com a norma ISO-6872 comprovou que as aluminas nacionais apresentam resistência à flexão superior em muitas vezes a normatizada às cerâmicas para suporte de próteses odontológicas. A alumina calcinada “B” alcançou resultado médio de $285,50\text{ MPa}$ para tensão máxima de ruptura a flexão de três apoios e um resultado unitário de $408,33\text{ MPa}$, superior ao maior resultado encontrado para a alumina In-Ceram, $400,3\text{ MPa}$.

Conforme demonstrado por observações de MEV, a presença de quantidades elevadas de poros que foram provocados pela especificidade do vidro utilizado que é direcionado, principalmente por sua granulometria e temperatura de fusão para a alumina importada In-Ceram.

Por fim, os resultados obtidos revelaram a existência de um grande potencial na utilização de aluminas nacionais mais baratas, em substituição às mais caras e importadas, correntemente empregadas, dado que a maioria das exigências da norma ISO 6872 foi atendida.

6. SUGESTÕES

Sugere-se para próximos estudos o desenvolvimento de vidros com maior fluidez, para suplantar as características granulométricas das aluminas nacionais, bem como ajustes na distribuição de partículas dos pós para permitir a obtenção de porosidade das cerâmicas no estado sinterizado próximo da In-Ceram, elevando seus valores de ruptura à flexão a números ainda bem superiores aos encontrados neste trabalho.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 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.
- ANUSAVICE, Kenneth. **Phillips Materiais Dentários**. 11. Ed. Elsevier. Rio de Janeiro, 2005. cap 21, p. 619-672. ISBN 85-352-1532-8.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE CERÂMICA. Informações Técnicas - Definição e classificação. 2002. Disponível: http://www.abceram.org.br/asp/abc_51.asp [capturado em 3 de mai. 2006]
- BANKS, R. G. Conservative posterior ceramic restorations. A literature review. **J. prosth. dent.**, v. 63, n. 6, p. 619-626, 1990.
- BOTTINO, M. A. *et al.* Materiais cerâmicos. **Estética em reabilitação oral: metal free**, cap. 5, p. 211-331, São Paulo: Artes Médicas, 2000.
- CALAMIA, Jr. Etched porcelain veneers: the current state of the art. **Quintessence Int.**, 1985; 1:5 – 12.
- CALLISTER, William D. Jr. **Ciência e Engenharia de Materiais: uma introdução**. 5. ed. LTC. Rio de Janeiro, 2002. Cap. 13, p. 265-279.
- CHICHE, G.; PINAULT, A. All-Ceramic crowns and foils crowns. **Esthetics of anterior fixed prosthodontics**, cap. 5, p. 97-113, Singapore: Quintessence Books, 1994.
- CHRISTENSEN, G. J. Ceramic vs. porcelain-fused-to-metal crowns: Give your patients a choice. **J. Amer. Dent. Ass.**, p. 311-314, mar., 1994.
- CHU, F. C. S.; FRANKEL, N.; SMALES, R. J. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/ Vitadur Alpha porcelain laminates. **Int. J. Prosthodont.**, v. 13, n. 1, p. 66-71, Jan./Feb., 2000.

- DERAND, P.; DERAND, T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. **Int. J. Prosthodont.**, 2000; 13: 131-5.
- 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.
- HÜLS, A. Prótese cerâmica sem metal de In-Ceram: 6 anos de trabalhos clínicos práticos. **Breve compêndio**. 1995.
- INGLATERRA. ISO 6872, 1999. Especifica os requisitos e métodos de testes correspondentes para materiais cerâmicos dentais utilizados em todos os tipos de restaurações cerâmicas. British Standards Institution, Inglaterra, 2ª ed., p. 1-9, 9 jan. 1995.
- ITINOCHE, M. K. *et al.* Prótese fixa adesiva cerâmica. **Jornal Brasileiro de Clínica & Estética em Odontologia**, v. 4, n. 23, p. 49-52, set./ out., 2000.
- KELLY, J. R.; NISHIMURA, I.; CAMPBELL, S. D. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. **J. Prosth. Dent.**, v. 75, n. 1, p. 18-32, jan., 1996.
- KERN, M.; THOMPSON, V. P. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. **J. Prosthet. Dent.**, 1995; 73: 240-9.
- KERN, M.; THOMPSON, V. P. ESCA surface characterization of the alumina ceramic In-Ceram after various conditioning methods for resin bonding. **J. Dent. Res.**, IADR Abstracts, v. 73, p. 197, [abstract 763], 1994.
- KERN, M.; THOMPSON, V. P. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: Volume loss, morphology, and changes in the surface composition. **J. Prosth. Dent.**, v.71, n. 5, p. 453-461, may, 1994.
- KERN, M.; WEGNER, S. M. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. **Dent. Mater.**, 1998; 14: 64-71.
- 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.

- McLAREN, E. A.; WHITE, S. N. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial. **J. Prosth. Dent.**, v. 83, n. 2, p. 216-222, feb., 2000.
- McLEAN, J. W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **J. Prosth. Dent.**, v. 85, n. 1, p. 61-66, jan., 2001.
- NEIVA, G. *et al.* Resistance to fracture of three all-ceramics systems. **J. Esthet. Restor. Dent.**, v. 10, n. 2, p. 60-66, 1998.
- NICHOLLS, JI. Tensile bond to resin cements to porcelain veneers. **J. Prosthet. Dent.**, 1998; 60: 443-7.
- NOORT, R. V. Dental Ceramics, **Introduction to Dental Materials**. 2 edition, May 2002, p. 231-246. ISBN 0723432155.
- ÖZCAN, M.; ALKUMRU, H. N.; GEMALMAZ, D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. **Int. J. Prosthodont**, 2001; 14: 335-9.
- PIERRI, J. J.; MAESTRELLI, S. C.; PALLONE, E. M. J. A.; TOMASI, R. **Dispersão de nanopartículas de ZrO₂ visando produção de nanocompósitos de ZrO₂ em matriz de Al₂O₃**. *Cerâmica*, jan./mar., 2005, v. 51, n. 317, p. 8-12. ISSN 0366-6913.
- PRÖBSTER, L. Survival rate of In-Ceram restorations. **Int. J. Prosthodont.**, v. 6, n. 3, p. 259-263, 1993.
- PRÖBSTER, L.; DIEHL, J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. **Quintessence Int.**, v. 23, n. 1, p. 25-31, 1992.
- QUALTROUGH, A. J. E.; PIDDOCK, V. Ceramics update. **J. Dent.**, v. 25, n. 2, p. 91-95, 1997.
- ROULET, J. F.; JANDA, R. Porcelain. **Academy of Dental Materials**, p. 37-48, 2001.
- 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.

SORENSEN, J. A.; KNODE, H.; TORRES, T. J. In-Ceram all ceramic bridge technology. **Quintessence Dent. Technol. Yearbook**, p. 41-46, 1992.

VAN VLACK, Lawrence H. **Princípios de ciência dos materiais**. ed. Edgar Blücher. São Paulo, 1992. p. 199-200.

VITA Cerâmica sem metal. Aspectos clínicos. Preparação/ cimentação. **Fascículo A (Aspectos Clínicos)**, 1999.

VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG. **Vita cerâmica sin metal: Vita In-Ceram Alumina. Instrucciones de uso – elaboración de la estructura**, 1998. Fascículo B/IC-AL.

VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG. Vita In-Ceram. Dados técnicos. Disponível: <http://www.vita-in-ceram.de/sp/> [capturado em 13 jan. 2006]

VON STEYERN, P. V.; JÖNSSON, O.; NILNER, K. Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. **Int. J. Prosthodont.**, v. 14, n.4, p. 379-384, 2001.

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](#)