

**UNIVERSIDADE VEIGA DE ALMEIDA**

**Renata Gomes Viveiros**

**PROCESSAMENTO DE PORCELANAS FELDSPÁTICAS  
DE BAIXA EXPANSÃO TÉRMICA POR INJEÇÃO EM  
MOLDES**

**Rio de Janeiro**

**2006**

# **Livros Grátis**

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

Milhares de livros grátis para download.

**Renata Gomes Viveiros**

**PROCESSAMENTO DE PORCELANAS FELDSPÁTICAS  
DE BAIXA EXPANSÃO TÉRMICA POR INJEÇÃO EM  
MOLDES**

Dissertação apresentada ao curso de pós-graduação em odontologia da Universidade Veiga de Almeida como requisito parcial para a obtenção do Grau de Mestre. Área de concentração: Reabilitação Oral

**Orientador: Carlos Eduardo Sabrosa**

**Rio de Janeiro**

**2006**

RENATA GOMES VIVEIROS

PROCESSAMENTO DE PORCELANAS FELDSPÁTICAS DE BAIXA EXPANSÃO  
TÉRMICA POR INJEÇÃO EM MOLDES

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia, da Universidade Veiga de Almeida, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovada em 12 / 12 / 2006

BANCA EXAMINADORA:

---

Prof. João Galan Jr.- Doutor  
Universidade Veiga de Almeida- UVA

---

Prof<sup>a</sup>. Denise F. Cortes- Doutora  
Universidade Veiga de Almeida- UVA

---

Prof. Tsuneharu Ogasawara- Doutor  
Universidade Federal do Rio de Janeiro- UFRJ

UNIVERSIDADE VEIGA DE ALMEIDA  
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO, ENSINO E PESQUISA  
Rua Ibituruna, 108 – Maracanã  
20271-020 – Rio de Janeiro – RJ  
Tel: (21) 2574-8845 Fax: (21) 2574-8891

### FICHA CATALOGRÁFICA

V857p Viveiros, Renata Gomes  
Processamento de porcelanas feldspáticas de baixa  
expansão térmica por injeção em moldes / Renata Gomes  
Viveiros Gomes, 2006.  
72p. ; 30 cm.  
Tese (Mestrado) – Universidade Veiga de Almeida,  
Mestrado Profissionalizante em Odontologia, Reabilitação.  
Oral, Rio de Janeiro, 2006.  
Orientação: Professor Carlos Eduardo Sabrosa

1. Restauração (odontologia). 2. Materiais dentários. I. Sabrosa,  
Carlos Eduardo (orientador). II. Universidade Veiga de Almeida,  
Mestrado Profissionalizante em Odontologia, Reabilitação Oral. III.  
Título.

CDD – 617.69

À minha família e meu marido por todo  
amor e paciência

Dedicar, do Lat. *dedicare*- v. refl., devotar-se; sacrificar-se; empenhar-se; entregar-se (Aurélio). Seu comprometimento e sua dedicação me fizeram chegar até aqui e é por isso que meu agradecimento será eterno. José Bernardo Fragoso Costa, muito obrigada.

Ao professor Tsuneharu e a Vinícius Bemfica por confiarem em mim e permitirem que toda teoria se materializasse.

Agradecimentos à Faperj e ao CNPq pelo suporte financeiro ao Pronex de Cerâmicas Dentais (processo E-26/171.204/2003), onde se insere esta pesquisa de mestrado.

Aos professores Pober e Giordano da Universidade de Boston por acreditarem nesta pesquisa e fornecerem os materiais para o desenvolvimento da mesma.

Ao meu orientador Carlos Eduardo Sabrosa por me abrir tantas portas sem pedir nada em troca.

## RESUMO

Cerâmicas são materiais frágeis que falham em sua capacidade de suportar cargas principalmente quando algum defeito é incluído durante o seu processamento. A técnica convencional de confecção de restaurações cerâmicas com o auxílio de pincéis e espátulas, apesar de produzir resultados finais cuja estética é inquestionável, acabam por incluir defeitos internos que afetam a homogeneidade microestrutural e, conseqüentemente, a resistência do material. A introdução no mercado de cerâmicas passíveis de serem prensadas a quente significou um importante avanço para solução de tal problema. A presente pesquisa teve como objetivo avaliar se a técnica de processamento por injeção em moldes, convencionalmente utilizada para cerâmicas reforçadas por leucita, pode ser igualmente aplicada a porcelanas feldspáticas de baixa expansão e ainda promover o aumento de sua resistência à flexão através da minimização dos defeitos internos. Dois materiais foram testados: Alpha-3 (Vita Zahnfabrik), uma porcelana feldspática de baixa expansão e Finesse (Dentsply-Ceramco), uma vidro-cerâmica reforçada por leucita. Dois grupos de cilindros de Alpha-3 foram confeccionados a partir da prensagem uniaxial do pó (2g), seguida de sua sinterização. O primeiro grupo (Alpha), foi prensado a seco e no segundo (Alpha M), 2ml de água destilada foi adicionado ao pó cerâmico. Os cilindros de Finesse já foram oferecidos pelo fabricante. Barras retangulares foram enceradas e incluídas em revestimento, para que fossem obtidos moldes pela técnica da cera perdida. No interior dos moldes, foram injetados os cilindros dos dois materiais a serem testados, utilizando o forno para injeção Cerampress Qex (Dentsply-Ceramco). Foram obtidas 20 barras retangulares de cada material (Alpha, Alpha M e Finesse) cujas dimensões, após o acabamento e polimento, foram as seguintes: 20mmx4mmx1mm. Todas as barras foram levadas à uma máquina de testes mecânicos (EMIC) e submetidas a ensaios de resistência à flexão por três pontos. Foram calculadas as resistências média e característica, e o módulo de Weibull dos materiais. Após este teste, barras e cilindros de cada material foram ainda analisadas em microscópio eletrônico de varredura com o intuito de avaliar a microestrutura antes e após o processamento. A prensagem a quente aumentou a resistência à flexão das porcelanas feldspáticas de baixa expansão. Os maiores resultados obtidos foram de Alpha M (116,170 MPa), seguidos de Finesse (111,701 MPa) e Alpha (98,922 MPa). Através das micrografias pôde-se notar que a prensagem causou uma redução, mas não foi capaz de eliminar os defeitos internos (porosidades) dos materiais.

**PALAVRAS-CHAVE:** PRENSAGEM A QUENTE, CERÂMICA PRENSÁVEL, INJEÇÃO EM MOLDES.

## ABSTRACT

Dental ceramic materials exhibit many desirable material properties, including biocompatibility, esthetics, diminished plaque accumulation, low thermal conductivity, abrasion resistance, and color stability. However, brittleness and low tensile strength are weak points of ceramic materials, specially when flaws are introduced during its processing. Conventional fabrication of ceramic restorations through slip casting technique is known for its great results, but also for leaving some internal flaws that affect the microstructure and therefore the resistance of the material. The development of hot pressed ceramics in dentistry attracted a lot of attention since it could solve this problem. The objective of this research was to test if hot pressed ceramic through injection moulding, traditionally used with leucite reinforced ceramics, could also be used with low expansion feldspathic porcelain reducing the amount of internal flaws and thus increasing its flexural strength. Two materials were tested: Alpha-3 (Vita Zahnfabrik) and Finesse (Dentsply-Ceramco). Two groups of Alpha-3 cylinders were made through a 2g powder uniaxial pressing, followed by sintering. The first group was dry-pressed, and the second group (Alpha M) had distilled water added to the powder. Finesse cylinders were as provided by the manufacturer. Rectangular bars were waxed to produce moulds through the lost wax technique. The cylinders of both materials were then injected in the moulds with a Cerampress Qex (Dentsply-Ceramco) furnace. Twenty rectangular bars of each material (Alpha, Alpha M, and Finesse) with dimensions of 20mm x 4mm x 1mm were obtained after finishing and polishing. All bars were tested for flexural strength on an EMIC machine with a three point bending test. Strength and Weibull modulus of the materials were calculated. After mechanical tests, microstructure of the bars and cylinders of each material before and after processing were analyzed with an electronic scanning microscope. The results provided evidence that hot pressing increases the strength of low expansion feldspathic porcelains. The greatest result was from Alpha M (116,170 MPa), followed by Finesse (111,701 MPa) and Alpha (98,922 MPa). Although providing porosity reduction, heat pressing wasn't able to eliminate the internal defects.

**KEY-WORDS:** HEAT PRESSING, PRESSABLE CERAMICS, INJECTION IN MOLDS.



# SUMÁRIO

## RESUMO

## ABSTRACT

### 1. INTRODUÇÃO, p. 08

### 2. REVISÃO DE LITERATURA, p. 11

#### 2.1 HISTÓRICO, p. 11

#### 2.2 PORCELANAS FELDSPÁTICAS, p. 13

#### 2.3 RESTAURAÇÕES LIVRES DE METAL, p. 17

#### 2.4 PROPRIEDADES MECÂNICAS DAS CERÂMICAS DENTÁRIAS, p. 21

### 3. OBJETIVOS, p. 26

#### 3.1 GERAL, p. 26

#### 3.2 ESPECÍFICOS, p. 26

### 4. HIPÓTESES, p. 27

### 5. METODOLOGIA, p. 28

#### 5.1 MATERIAIS TESTADOS, p. 28

#### 5.2 CONFECÇÃO DOS CILINDROS DE ALPHA-3, p. 30

#### 5.3 PREPARO DOS CORPOS DE PROVA, p. 32

#### 5.4 ACABAMENTO E POLIMENTO, p. 37

#### 5.5 ENSAIOS DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO, p. 38

#### 5.6 CÁLCULO DA RESISTÊNCIA À FLEXÃO, p. 39

#### 5.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA, p. 40

#### 5.8 ANÁLISE MICROSCÓPICA, p. 40

##### 5.8.1 Preparo dos cilindros, p. 40

##### 5.8.2 Preparo das barras, p. 41

### 6. RESULTADOS, p. 44

### 7. DISCUSSÃO, p. 62

### 8. CONCLUSÃO, p. 66

### 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS, p. 67

## 1. INTRODUÇÃO

Cerâmicas dentais são materiais amplamente utilizados na odontologia atual. As restaurações cerâmicas têm se constituído como principal alternativa de tratamento para reconstrução das estruturas dentárias perdidas. Atualmente, o alvo de interesse tanto dos pacientes quanto dos profissionais não se limita somente ao resultado estético mas se estende também à longevidade do material.

Desde sua criação, os materiais cerâmicos vêm sofrendo constantes modificações em sua composição e técnica de processamento no intuito de proporcionar restaurações mais duradouras e com um melhor desempenho estético e funcional. Embora consiga produzir resultados estéticos bastante satisfatórios gerando restaurações que em muito se assemelham aos dentes naturais, a longevidade estrutural e, por tanto, a durabilidade das mesmas ainda é um ponto de questionamento. A durabilidade de uma restauração cerâmica depende, entre outros fatores, de se obter um produto final com a menor quantidade de defeitos internos possível. A técnica de processamento pode ser considerada um dos fatores determinantes do sucesso final da restauração pela possibilidade de geração de defeitos internos, como poros e trincas, capazes de reduzir significativamente a resistência do material (TINSCHERT, 2000; OILO, 1988; CATTEL, 1997b; CATTEL, 1999).

A técnica mais difundida e utilizada atualmente na grande maioria dos laboratórios de prótese dental ainda é a da confecção de restaurações cerâmicas através de escultura com pincéis e espátulas. As porcelanas feldspáticas são os materiais mais utilizados com esta técnica. Por ser exclusivamente manual, esse tipo de processamento se torna uma das etapas mais complexas da confecção de restaurações cerâmicas, exigindo dos técnicos em prótese dental uma alta qualificação profissional e artística além de uma maior disponibilidade de tempo para se dedicar a esse trabalho. Quando confeccionadas desta forma, os resultados estéticos das restaurações podem ser excelentes, porém, infelizmente essa técnica tem a capacidade de gerar heterogeneidades micro-estruturais que comprometem a resistência final do material, limitando em muito a sua indicação e utilização.

Este problema tem influenciado diretamente no desenvolvimento de novos tipos de cerâmicas e novos sistemas de processamento laboratorial, como por exemplo a técnica de injeção em moldes de vidro-cerâmicas reforçadas por leucita. Esse tipo de processamento consegue produzir restaurações com excelente adaptação e estética, além de aumentar significativamente a resistência à flexão das mesmas principalmente por gerar um produto final mais homogêneo e praticamente livre de porosidades ou outros tipos de defeitos internos (NAKAMOTO, 1996; DRUMMOND, 2000; CATTEL, 2001; COSTA, 2003). Além disso, a relativa simplicidade da técnica e a automação de várias de suas etapas, tornam mais fácil a sua execução (GORMAN, 2000; COSTA, 2003).

Baseando-se em todas as vantagens que a técnica de injeção em moldes proporciona, cria-se a possibilidade de utilizá-la com outros tipos de cerâmica que não tenham sido originalmente idealizadas para tal propósito. A prensagem a quente de cerâmicas feldspáticas de baixa expansão (sem reforço de leucita), por exemplo, tornaria o seu processamento mais simples, rápido e com uma possibilidade reduzida

de que defeitos internos sejam incluídos na restauração final. Tal fato potencialmente produziria restaurações mais resistentes e com uma longevidade consideravelmente maior, além de manter as ótimas características estéticas já conhecidas do material.

A injeção em moldes de porcelanas feldspáticas de baixa expansão seria uma forma de colaborar para a otimização de um material que se apresenta em uma posição representativa no mercado e que produz resultados estéticos bastante satisfatórios. A melhoria na resistência proporcionada pela injeção em moldes, só agregaria mais valor ao material expandindo o seu campo de utilização. Além disso, a confirmação da viabilidade da injeção em moldes de porcelanas feldspáticas abriria um caminho para que outros materiais fossem igualmente testados e utilizados com esta técnica.

O presente trabalho tem por finalidade pesquisar uma nova possibilidade de processamento para cerâmicas tradicionalmente utilizadas com a técnica convencional. Neste estudo, uma porcelana feldspática de baixa expansão foi prensada a quente com o objetivo de proporcionar um aumento de sua resistência e ampliar suas indicações. Pretendeu-se ainda, contribuir para o avanço do conhecimento científico à medida que as hipóteses levantadas fossem confirmadas, alcançando assim possíveis soluções para alguns problemas relacionados ao assunto que ainda persistem no dia a dia dos cirurgiões-dentistas.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1. HISTÓRICO

Cerâmicas são normalmente conhecidas como materiais não metálicos e inorgânicos e, para distingui-las de rochas e outros minerais, são também definidas como objetos sólidos sintéticos obtidos a partir da queima de alguns minerais a altas temperaturas (ROSENBLUM, 1997).

Na tentativa de restabelecer a função e a estética dentárias perdidas, diversos materiais têm sido testados ao longo da história e, dentre eles, devem ser destacados os materiais cerâmicos (KELLY, 1996). Embora o uso rotineiro das cerâmicas na odontologia restauradora seja um fenômeno aparentemente recente, o desejo por um material durável e estético é secular. Na odontologia, foi Alexis Duchateau quem primeiro fez uso deste material no início do século XVIII, na tentativa de confeccionar bases de próteses totais (RING, 1985). No entanto, foi a partir da introdução do primeiro sistema metalo-cerâmico bem sucedido, no início dos anos 60 (WEINSTEIN, 1962), que a demanda por materiais restauradores cerâmicos tornou-se cada vez maior. Esta popularidade deveu-se principalmente à melhoria dos resultados estéticos quando da utilização destes materiais (ROSENBLUM, 1997).

Para que sejam aceitas para uso odontológico, as cerâmicas devem preencher no mínimo três requisitos básicos: resistência, adaptação e estética (GIORDANO, 1995; KELLY, 1996). A cerâmica é o material sintético de reposição da estrutura

dental perdida que mais se aproxima da naturalidade e estética originais (ROSENBLUM, 1997). Algumas cerâmicas possuem propriedades óticas que permitem reproduzir com muita fidelidade as estruturas dentais em cor, textura e translucidez. Suas propriedades térmicas, bem como sua baixa solubilidade e resistência à corrosão no meio bucal, são características muito convenientes para um material dentário restaurador, porém, suas propriedades mecânicas têm restringido sua utilização em odontologia (KELLY, 1996 ; McLEAN, 2001). A fragilidade do material pode levar a uma falha catastrófica e está diretamente relacionada à incorporação de defeitos a partir dos quais inicia-se a rápida propagação de trincas. Tais defeitos podem ser tanto superficiais (criado, por exemplo, durante um ajuste oclusal) quanto internos (incorporados pela técnica de processamento) [ROSENBLUM, 1997].

Uma das principais tentativas de minimizar a deficiente resistência à fratura das cerâmicas foi sua utilização unida à uma subestrutura metálica, o que deu origem às restaurações metalo-cerâmicas amplamente utilizadas até os dias atuais. Apesar do aumento na resistência, a base de metal acabou por interferir na estética uma vez que diminui a transmissão de luz através da cerâmica (ROSENBLUM, 1997). A grande demanda por uma odontologia mais estética conduziu a um renovado interesse por restaurações totalmente cerâmicas ou livres de metal (CATTEL, 1997b; GORMAN, 2000) o que gerou um maior desenvolvimento dos materiais cerâmicos bem como de suas técnicas de processamento laboratorial (KELLY, 1996).

Um outro avanço dos sistemas cerâmicos foi o surgimento das cerâmicas de baixa fusão. Desenvolvidas para superar as desvantagens da porcelana tradicionalmente utilizada até então, as cerâmicas de baixa fusão representam uma das maiores mudanças desses materiais. Uma das diferenças básicas entre esta formulação e aquela que já era utilizada há muitos anos, foi a significativa diminuição

da temperatura de sinterização em, aproximadamente, 200<sup>0</sup>C. Essa diferença agrega um grande número de características positivas à restauração final, principalmente em relação à estética, polimento e abrasão do dente antagonista (LEINFELDER, 2000).

A contínua evolução dos materiais cerâmicos é uma batalha pela combinação ideal entre a estética e a resistência (ROSENBLUM, 1997). Atualmente, os materiais cerâmicos desempenham um papel fundamental na odontologia restauradora, apresentando aplicações que vão desde restaurações inlays à próteses parciais fixas (LEINFELDER, 2000)

## 2.2. PORCELANAS FELDSPÁTICAS

As porcelanas feldspáticas são as cerâmicas mais utilizadas para restaurações dentárias. Compostas inicialmente por feldspato, sílica (quartzo) e caulim (argila), são termicamente tratadas formando uma mistura de fases vítrea e cristalina (McLEAN, 2001; CARTY, 1998). Apresentam-se na forma de pó, que é misturado em água destilada ou outro veículo apropriado, podendo então ser esculpidas em camadas sobre um troquel refratário, lâmina de platina ou liga metálica (PAGANI, 2003). A diferença básica entre as composições das porcelanas odontológicas e as utilizadas em utensílios domésticos e artesanatos é que as primeiras têm como principal constituinte o feldspato (aproximadamente 80% em peso), enquanto as outras apresentam a argila como componente de maior proporção (TOUATI, 1999; CARTY, 1998).

O feldspato de potássio ( $K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$ ), mais comumente utilizado, é encontrado na natureza como um material cristalino de coloração cinza-rosado, encontrado em rochas, normalmente associado a ferro e mica. As rochas de feldspato

são partidas mecanicamente e inspecionadas visualmente para que sejam utilizados apenas os fragmentos com menos impurezas, já que as mesmas opacificam material. Os pedaços selecionados são então triturados e pulverizados, e o ferro restante removido com potentes magnetos (TOUATI, 1999; DENRY, 2002).

A sílica ( $\text{SiO}_2$ ) é obtida através do aquecimento de cristais de quartzo que, ao serem imersos em água resfriada, se fragmentam. Os pedaços são então triturados e pulverizados e as impurezas (ferro), removidas com magnetos. O quartzo em pó corresponde a, aproximadamente, 15% em peso de composição das porcelanas odontológicas, constituindo uma de suas fases cristalinas e contribuindo para sua translucidez (TOUATI, 1999; DENRY, 2002).

O caulim ou silicato de alumínio ( $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ) é uma argila encontrada nos leitos de alguns rios, produto da erosão de rochas feldspáticas. Uma vez lavado, secado e peneirado, o caulim constituirá em torno de 5% em peso da porcelana odontológica e servirá de ligante, permitindo que o pó cerâmico, ao ser misturado com água destilada, seja manipulado e conformado em restaurações (TOUATI, 1999; DENRY, 2002).

Para conferir cores adequadas às porcelanas dentais, pigmentos são adicionados aos pós cerâmicos. Óxidos metálicos são pulverizados e misturados ao pó de feldspato. Esta mistura é fundida até se tornar um vidro pigmentado que é então novamente pulverizado (TOUATI, 1999; DENRY, 2002). Desta forma, os pós cerâmicos podem ser disponibilizados sob cores e translucências variadas que ainda poderão ser complementadas com pigmentos de caracterização extrínseca e glazes (ROSENBLUM, 1997).

As primeiras restaurações dentárias em material cerâmico foram desenvolvidas no início de século passado e eram confeccionadas em porcelana

feldspática cuja queima se dava sobre um laminado de platina (KELLY, 1996; TOUATI, 1999; DENRY, 2002). Uma folha de platina de aproximadamente 0,025mm era brunida sobre o modelo de gesso na área que reproduzia o dente preparado. O pó cerâmico era misturado à água destilada e aplicado com pincéis sobre o laminado. Através de vibração, as partículas se condensavam e o excesso de água era removido com papel absorvente. A porcelana era então levada a um forno juntamente com o laminado de platina. A primeira aplicação devia conter excesso para compensar a contração sofrida após a queima. Para obter a forma final da restauração, outros incrementos se faziam necessários e com isso, várias queimas eram realizadas (TOUATI, 1999; DENRY, 2002).

Estas restaurações, que ficaram conhecidas como “coroas de jaqueta em porcelana”, apresentavam baixa resistência à fratura e, por isso, sua utilização ficou restrita a dentes anteriores. Nesta época, a reconstrução de dentes posteriores ficava a cargo de restaurações metálicas ou então de coroas metaloplásticas denominadas “coroas veneer”. Devido aos problemas estéticos de ambos os tipos de restauração e à baixa resistência e pobre adesão ao metal das resinas utilizadas na fabricação das coroas “veneer”, esforços foram concentrados no desenvolvimento de um material cerâmico capaz de substituir esses tipos de restaurações. Com esse objetivo, surgiram as restaurações metalocerâmicas. A utilização de uma subestrutura metálica de reforço passou então a compensar a baixa resistência à flexão (60 a 70 MPa) das porcelanas feldspáticas (GIORDANO, 1995). Inicialmente, a maior dificuldade encontrada foi a diferença entre os coeficientes de expansão térmica do metal e das porcelanas até então utilizadas. Este problema pôde ser solucionado com a adição de cristais de leucita ( $\text{KAlSi}_2\text{O}_6$ ) durante o processamento da porcelana feldspática (PICHE, 1994; KON, 1994).

Muitas das melhorias nas propriedades da porcelana feldspática podem ser

atribuídas à adição de leucita na sua composição (LEINFELDER, 2000; CATTEL, 2005), o aumento da expansão térmica, por exemplo, deve-se à sua cristalização (McLEAN, 2001). A leucita (produto da reação do feldspato de potássio com vidro) tornou-se então um componente particularmente importante das porcelanas feldspáticas por otimizar suas propriedades físicas e mecânicas (ROSENBLUM, 1997). A proporção de leucita em uma porcelana é regida pela quantidade de feldspato presente na mesma, assim como pela temperatura e duração do tratamento térmico (HOOSHMAND, 2001; McLEAN, 2001). Desta forma, a mudança básica requerida para produzir uma porcelana de maior expansão térmica, foi o aumento do conteúdo de feldspato (McLEAN, 2001). A adição dos cristais de leucita teve como função preliminar elevar o coeficiente de expansão térmica da porcelana fazendo com que suas alterações dimensionais se tornassem compatíveis com as da subestrutura metálica, minimizando os estresses térmicos residuais (KELLY, 1996; LEINFELDER, 2000; PICHE, 1994; KON, 1994). Além disso, quando resfriada, a leucita, originalmente cúbica, torna-se tetragonal com conseqüente redução volumétrica de 1,2%. Esta contração leva à formação de tensões compressivas tangenciais que aumentam a resistência do material (DENRY, 1996).

Apesar do aumento da resistência, infelizmente um grande problema ainda permanecia: o corpo metálico da restauração funcionava como uma barreira à transmissão de luz, impedindo com isto que as restaurações metalocerâmicas reproduzissem com perfeição a estética de um dente natural. Enquanto um dente natural permite a transmissão tanto da luz difusa quanto da especular, uma coroa metalocerâmicas só permite a reflexão das mesmas. O que não seria um problema em certos casos, principalmente nas restaurações de dentes posteriores, em outras situações clínicas, a ausência de uma restauração translúcida poderia representar o fracasso de todo o tratamento (GIORDANO, 1995). Com isso, no final do século XX,

as pesquisas passaram a se concentrar na obtenção de restaurações totalmente cerâmicas, melhorando a estética, porém tão resistentes quanto as metalocerâmicas (McLEAN, 2001).

Atualmente as porcelanas feldspáticas continuam sendo o principal material para cobertura tanto de subestruturas metálicas quanto cerâmicas (THOMPSON, 2004).

### 2.3. RESTAURAÇÕES LIVRES DE METAL

Durante muitos anos o interesse por restaurações livres de metal foi crescente. Atualmente, alguns sistemas apresentam um grande potencial em relação à otimização da estética. Historicamente, no entanto, a combinação entre estética e alta resistência mostrou ser um grande desafio (LEINFELDER, 2000); materiais de alta performance mecânica geralmente deixam a desejar em cor e translucidez (QUINN, 2002).

A dispersão de cristais cerâmicos de alta resistência pela matriz vítrea pode servir como reforço para uma porcelana. Uma vez que a matriz vítrea apresenta expansão térmica semelhante à dos cristais, a resistência e o módulo de elasticidade de ambos irá aumentar em conjunto (McLEAN, 2001). Baseando-se nisso, McLean e Hughes desenvolveram, na década de sessenta, a primeira tentativa de construir coroas totalmente cerâmicas de maior resistência: a coroa de jaqueta de porcelana reforçada por alumina (McLEAN, 1967; ROSENBLUM, 1997). Aproximadamente 50% de óxido de alumínio foi adicionado à uma porcelana feldspática, aumentando sua resistência e temperatura de queima. A porcelana aluminizada pôde ser utilizada como núcleo, substituindo a subestrutura metálica. Este núcleo era então coberto por

uma porcelana feldspática convencional que, pela maior translucidez, reproduziria o dente natural em forma e cor (ROSENBLUM, 1997). A resistência desse novo sistema de porcelana reforçada era aproximadamente o dobro das porcelanas feldspáticas convencionais, em média 130 MPa, no entanto, ainda não era suficiente para a utilização do sistema em dentes posteriores. Além disso, a translucidez do material foi prejudicada pelo aumento da fase cristalina e pela opacidade da alumina (McLEAN, 1967; 2001).

No início dos anos 80, um novo sistema totalmente cerâmico, o sistema Dicor (Dentsply), foi introduzido no mercado. Com este sistema, uma vidro-cerâmica era fundida e, através da combinação das técnicas da cera perdida e centrifugação do molde, uma restauração totalmente cerâmica era fabricada. Apesar dos excelentes resultados estéticos (um dos sistemas totalmente cerâmicos mais translúcidos), um fator crítico foi observado: o aumento da resistência à fratura do material estava diretamente ligado à total remoção de sua camada mais externa (camada extremamente porosa, de onde se iniciavam as trincas). A técnica acabou sendo abandonada devido à sua complexidade e à alta incidência de falhas por trincas e fraturas das restaurações (BERGMAN, 1999; KELLY, 1996; McLEAN, 2001; DENRY, 2002; LAWN, 2004; BROCHU, 2002; GIORDANO, 1995; ROSENBLUM, 1997).

Desde então, uma grande variedade de novos materiais cerâmicos, processados das mais diferentes formas, foram sendo lançados ao mercado. Os novos tipos de materiais para confecção de restaurações totalmente cerâmicas surgiram tanto como variações da porcelana feldspática convencional quanto como materiais de composição inteiramente diferente desta (ROSENBLUM, 1997). Cerâmicas para usinagem em tornos computadorizados (CAD-CAM), cerâmicas infiltradas por vidro (InCeram, Vita) e lingotes cerâmicos para prensagem a quente, são alguns exemplos dos materiais cerâmicos disponíveis no mercado atualmente

(BERGMAN, 1999; KELLY, 1996; McLEAN, 2001; DENRY, 2002; LAWN, 2004; BROCHU, 2002; GIORDANO, 1995; ROSENBLUM, 1997). Pela maior relevância para o presente estudo, as cerâmicas prensáveis serão abordadas com maior ênfase.

Com o propósito de maximizar a resistência da cerâmica, a prensagem a quente ou injeção em moldes à alta temperatura, surgiu como uma nova técnica de processamento. Esta condição mantém o material sob um estado de compressão temporária o que, subseqüentemente, melhora a resistência à fratura da restauração final (LEINFELDER, 2000). Esta técnica tem sido utilizada tanto para confecção de restaurações totalmente cerâmicas (BEHAM, 1990) quanto para metalocerâmicas (McPHEE, 1997). A fabricação da restauração inicia-se com o enceramento de uma réplica da mesma e sua inclusão em revestimento refratário. Após sua cristalização, o molde de revestimento é levado a um forno para que a cera evapore. A seguir, a cerâmica, fornecida na forma de pastilha ou lingote, é colocada no canal de alimentação do molde, seguida de um êmbolo de alumina (LEINFELDER, 2000). A prensagem a quente propriamente dita envolve o uso de um forno especial equipado com um pistão pneumático que, através da compressão do êmbolo de alumina, pressiona a cerâmica para o interior de um molde à alta temperatura e sob vácuo. Uma das vantagens do forno de prensagem é que ele também pode ser utilizado como um forno de porcelana convencional, o que o torna econômico. Além disso, os ciclos de processamento são relativamente curtos, levando à uma economia de tempo também (GORMAN, 2000).

Uma das primeiras cerâmicas prensáveis lançadas no mercado foi o IPS-Empress (Ivoclar), que é reforçada por cristais de leucita correspondentes a cerca de 40% de seu peso. A leucita é obtida através de um processo de cristalização controlada de um vidro especial contendo agentes de nucleação (McLEAN, 2001; MACKERT, 1996). O material é fornecido na forma de pastilhas ou cilindros de vários

matizes, porém sempre monocromáticos. Por esse motivo, as restaurações devem ser caracterizadas extrinsecamente com corantes (técnica da pintura). Uma alternativa é a confecção da subestrutura em cerâmica prensável e recobrimento da mesma com uma porcelana feldspática convencional (CATTEL, 2001; LUTHY, 1993). A técnica do recobrimento é tipicamente utilizada na fabricação de coroas totais para assegurar melhores resultados estéticos, enquanto a técnica da pintura ou caracterização extrínseca é mais utilizada para a confecção de restaurações inlays e onlays (BROCHU, 2002).

A partir do Empress, várias outras marcas comerciais de cerâmicas prensáveis foram lançadas no mercado, sejam elas igualmente com alto conteúdo de leucita (Finesse/Dentsply, Optec OPC/Jeneric Pentron), ou até mesmo com outros componentes de reforço, como o dissilicato de lítio, presente no Empress II (Ivoclar). A técnica de processamento é basicamente a mesma para todas elas, passando pelas mesmas etapas do Empress.

A grande vantagem das cerâmicas prensáveis é que, durante o processo de injeção em moldes, o qual envolve o uso de calor e pressão, os cristais de reforço (p.e. cristais de leucita) incorporados ao material criam barreiras que se contrapõem ao desenvolvimento de forças de tração que predispõem à formação de micro trincas. Assim, a adição destes cristais aumenta a resistência à flexão e à fratura do material através da chamada “dispersão de reforço” (BROCHU, 2002). Comparada à tradicional técnica da estratificação ou aplicação com pincel, a prensagem a quente apresenta uma série de vantagens tais como a redução da formação de poros em quantidade e tamanho bem como a dispersão mais regular da fase cristalina, fatores que tornam a cerâmica mais resistente (NAKAMOTO, 1996; DRUMMOND, 2000; CATTEL, 2001). O problema de adaptação das porcelanas feldspáticas tradicionais é relacionado à mudança de densidade (pó para sólido) e à contração do material

durante a sinterização, o que não é observado nas cerâmicas prensáveis. A única alteração dimensional ocorre durante o resfriamento e pode ser facilmente controlada por um revestimento de expansão apropriada (KELLY, 1996).

## 2.4. PROPRIEDADES MECÂNICAS DAS CERÂMICAS DENTÁRIAS

Três critérios fundamentais são tradicionalmente considerados durante a seleção de um material restaurador cerâmico: adaptação, resistência e estética (KELLY, 1996; GIORDANO, 1995). A resistência à flexão é tradicionalmente considerada como a principal propriedade mecânica de materiais frágeis os quais são muito menos resistentes à tração que à compressão (WANG, 2005; DELLA BONA, 2003; ISGRÒ, 2004), e por isso é tida como um parâmetro fundamental para a compreensão da performance clínica das restaurações cerâmicas (WANG, 2005; KITAZAKI, 2001). O padrão de comportamento de uma cerâmica frente à uma carga sobre ela aplicada pode ser predito baseado no conhecimento de algumas de suas propriedades mecânicas como a resistência à flexão, dureza e módulo de elasticidade (THOMPSON, 2004).

Embora possuam alta resistência à compressão, os materiais cerâmicos possuem baixa resistência à tração, o que faz com que as restaurações freqüentemente falhem quando submetidas a esse tipo de estresse (PAGANI, 2003; RIZKALLA, 2004; WANG, 2005). Infelizmente, ao se tratar de materiais frágeis como as cerâmicas, alta dureza não se traduz necessariamente em satisfatória resistência à fratura (WANG, 2005). Vários são os fatores que podem influenciar as propriedades dos materiais cerâmicos. A presença de defeitos internos e/ ou superficiais, tais como porosidades e trincas, podem reduzir sensivelmente a resistência destes materiais

(TINSCHERT, 2000; OILO, 1988; CATTEL, 1997b; CATTEL, 1999; JAGER, 2000). A fratura é freqüentemente causada pela propagação de trincas que normalmente se iniciam de um poro e se estendem quando a carga aplicada ultrapassa um certo limite da tolerância. Nos materiais cerâmicos este limite é altamente dependente principalmente do tamanho e da distribuição dos poros (LAWN, 2004; WANG, 2005; KELLY, 1990). A necessidade em reduzir a porosidade das cerâmicas dentais é importante não só para o aumento de sua resistência, mas também para garantir melhores resultados estéticos, uma vez que os poros dispersam a luz, diminuindo a translucidez do material. Desta forma, o controle da porosidade mostra-se um fator fundamental no processamento dos materiais cerâmicos (CHEUNG, 2002).

Durante a sinterização, fatores como tempo, temperatura, pressão além da viscosidade do material, são capazes de modificar os defeitos em forma e volume. A combinação, principalmente, de um tempo mínimo de sinterização e altas temperaturas tem como resultado um produto final menos poroso, com defeitos mais esféricos e de menor volume (CHEUNG, 2002).

O número e tamanho dos defeitos dependem também do tamanho e da distribuição dos cristais (CHEUNG, 2002), que agem como bloqueadores da propagação de trincas (BROCHU, 2002; PANNHORST, 1997). A análise de vidrocerâmicas odontológicas evidencia a importância que a composição da fase cristalina bem como o tamanho e a dispersão das partículas exercem sobre suas propriedades mecânicas (PICHE, 1994; NAKAMOTO, 1996; MACKERT, 2001). Tratamentos térmicos visando a cristalização controlada da matriz amorfa, e a adição de cristais de alumina vêm sendo utilizados em cerâmicas dentais para otimizar as propriedades mecânicas destes materiais (SEGHI, 1990). Foi demonstrado que a fase cristalina dificulta a propagação de trincas, provocando a deflexão destas (SEGHI, 1995). Cristais de leucita de tamanhos maiores ( $5,5$  a  $13,3\mu\text{m}^2$ ) ou mesmo

aglomerados de cristais menores, se distribuem de maneira desigual pela matriz cerâmica, o que tem potencial para gerar micro trincas e diminuir a resistência do material (BARREIRO, 1989; CATTEL, 2001). Já a utilização de cristais menores ( $1\mu\text{m}^2$ ) uniformemente distribuídos pela matriz vítrea, melhora significativamente as propriedades mecânicas das vidrocerâmicas (CATTEL, 2005; CATTEL, 2001; SHAREEF, 1994; CATTEL, 1999; CATTEL, 1997b). Adicionalmente, foi demonstrado que a prensagem a quente de cerâmicas reforçadas por leucita também contribui para um aumento global de sua resistência à flexão (DONG, 1992), principalmente por estar relacionada à uma melhor distribuição dos cristais (CATTEL, 2001).

As porcelanas feldspáticas reforçadas por leucita, processadas pela técnica convencional ou por prensagem a quente, apresentam resistência à flexão (biaxial) que pode variar de 56 a 137 MPa (SHAREEF, 1994). Os sistemas de prensagem a quente têm apresentado valores médios entre 104 e 184,8 MPa (GORMAN, 2000; ZENG, 1996; CATTEL, 1997a; CATTEL, 1999; TINSCHERT, 2000), variando de acordo com o tipo de material, teste e equação utilizados. Já porcelanas de cobertura como a Vitadur Alpha ou Alpha-3 (Vita Zahnfabrik), processadas pela técnica de pó, líquido e pincel, apresentam resistência à flexão de 60,7 a 68,2 MPa em média (CATTEL, 1997b; TINSCHERT, 2000).

Os valores de resistência de um material variam em função de uma série de fatores, dentre eles o preparo das amostras e a escolha do teste a ser adotado (KELLY, 1996). Ao contrário dos metais, a deformação das cerâmicas quando submetidas à tensão não pode ser medida adequadamente por um ensaio de resistência à tração. Isto ocorre por causa da dificuldade na confecção de corpos de prova nas dimensões corretas, bem como pela dificuldade em fixar os mesmos nos equipamentos de teste sem provocar fraturas (CALLISTER, 1999; LUTHY, 1993). Desta forma, os testes convencionais de tração têm sido raramente utilizados para

determinar a resistência de materiais cerâmicos odontológicos (BOWEN, 1962). Testes de tração diametral foram utilizados durante algum tempo (EARNSHAW, 1966; POWERS, 1976; WILLIAMS, 1971), porém a complexa distribuição de tensões gerada nos corpos de prova podia levar a diferentes padrões de fratura, dificultando o cálculo da resistência. Com o intuito de transpor estas limitações, testes de flexão uniaxial de três e quatro pontos passaram a ser adotados. A principal vantagem destes testes esta na concentração de tensão em uma das superfícies da amostra, capaz de iniciar trincas e provocar a falha do material. No entanto, podem ocorrer fraturas a partir das arestas dos corpos de prova, o que pode aumentar a variação dos valores de resistência (BAN, 1990).

Testes de flexão biaxial têm sido amplamente utilizados e reconhecidos como uma técnica confiável para o estudo do comportamento de materiais frágeis uma vez que a tensão máxima ocorre na área central do corpo de prova, reduzindo a ocorrência de fraturas provenientes das arestas. Além disso, os estados de tensão gerados por este tipo de ensaio mostram-se muito similares às condições encontradas no ambiente oral (CATTEL, 1997a). A resistência à flexão dos materiais cerâmicos é mais freqüentemente determinada através da flexão biaxial de barras ou discos em três ou quatro pontos (KELLY, 1996).

Para medir propriedades mecânicas, tais como a resistência dos materiais, uma série de testes é executada em corpos de prova aparentemente idênticos e os resultados encontrados normalmente apresentam variabilidade considerável. Esta inconstância nos resultados é observada, sobretudo quando se tratam de materiais frágeis como as cerâmicas, pois sua resistência é altamente influenciada pela presença de falhas internas ou superficiais, que podem ser incorporadas durante o processamento. Quando comparadas com os metais, que exibem uma distribuição Gaussiana (normal) de seus valores de resistência, as cerâmicas apresentam uma

distribuição bastante assimétrica cuja curva começa em valores baixos, cresce gradualmente até um valor máximo e decresce abruptamente. Este comportamento deve-se à probabilidade do material falhar em valores próximos a zero, sob uma tensão muito baixa. Do ponto de vista clínico e da engenharia de materiais, é muito importante determinar esta probabilidade para evitar falhas catastróficas já que os valores médios obtidos através de uma análise estatística convencional podem não representar a realidade do material (RITTER, 1995; DELLA BONNA, 2003; TINSCHERT, 2000).

A resistência característica e o módulo de Weibull são parâmetros estatísticos comumente utilizados para avaliar mais precisamente a resistência dos materiais cerâmicos (RITTER, 1995) e correspondem, respectivamente, à média e ao inverso do desvio padrão de uma distribuição normal (TINSCHERT, 2000). Através da equação de Weibull, é possível relacionar a probabilidade de fratura com a tensão. A resistência característica corresponde ao valor da resistência quando 63,21% dos corpos de prova fraturam (DELLA BONA, 2003; TINSCHERT, 2000). Materiais com alto módulo de Weibull ( $\geq 20$ ) podem ser considerados mais confiáveis em relação à sua resistência e integridade estrutural (DELLA BONA, 2003).

### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1 GERAL:**

O presente trabalho tem como objetivo testar a viabilidade da utilização da técnica de injeção em moldes para a confecção de restaurações de porcelana feldspática de baixa expansão (sem reforço de leucita).

#### **3.2 ESPECÍFICOS:**

- Comparar por meio de ensaios de resistência à flexão e microscopia eletrônica de varredura os dois tipos de cerâmicas testadas: cerâmica reforçada por leucita (Finesse) e porcelana feldspática de baixa expansão (Alpha-3).
- Correlacionar as propriedades mecânicas dos materiais testados com suas microestruturas
- Comparar as microestruturas dos materiais antes e após a prensagem a quente

## 4. HIPÓTESES

H<sub>1</sub> - Assim como as cerâmicas vítreas reforçadas por leucita, as porcelanas feldspáticas de baixa expansão também são passíveis de serem injetadas em moldes.

H<sub>0</sub> - As porcelanas feldspáticas de baixa expansão não podem ser prensadas a quente.

H<sub>2</sub> - As porcelanas feldspáticas de baixa expansão têm sua resistência à flexão aumentada quando processadas a partir de técnica de injeção em moldes.

H<sub>3</sub> - O aumento na resistência de porcelanas ocorre por redução ou eliminação de poros após a prensagem

H<sub>4</sub> - A compressão do material durante a injeção exerce pouca influência sobre as propriedades mecânicas finais do material

H<sub>0</sub> - Não há aumento significativo na resistência à flexão das porcelanas de baixa expansão após a prensagem.

## 5. METODOLOGIA

### 5.1. MATERIAIS TESTADOS

Foram testadas e comparadas no presente trabalho, dois tipos de cerâmica, descritas a seguir:

- Alpha-3 (Vita Zahnfabrik): porcelana feldspática de baixa expansão (sem leucita) originalmente desenvolvida para ser aplicada como cobertura de “coppings” ou infra-estruturas de alumina infiltrada por vidro (InCeram Alumina – Vita Zahnfabrik) através da técnica convencional de escultura com pincéis e espátulas (estratificação). A porcelana Alpha-3, fornecida na forma de pó cerâmico cor A3 (figura 1a), apresenta tamanho de partículas variando de 5 a 10  $\mu\text{m}$  e sua composição, obtida junto ao fabricante, pode ser analisada na Tabela 1.

- Finesse (Dentsply): vidrocerâmica reforçada com cristais de leucita. O sistema foi desenvolvido para a confecção de restaurações pelo método de injeção de cerâmicas sob calor (injeção a quente) e por isso é fornecido na forma de pastilhas pré-ceramizadas (figura 1b). A análise da patente nº 5.653.791 (United States Patent and Trademarks), semelhante à Finesse pode ser encontrada na Tabela 2.

**Tabela 1-** Composição de porcelana feldspática de baixa expansão térmica (Alpha-3)

Componente	Porcentagem em peso
SiO <sub>2</sub>	64,8 – 67,5%
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	12,8 – 14,1%
CaO	0,8 – 1,7%
Na <sub>2</sub> O	3,5 – 4,8%
K <sub>2</sub> O	5,9 – 7,2%
B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,7 – 6,6%
MgO	0,5 – 0,15%
Pigmentos de cor	0,9 – 1,4%

Fonte: Vita Zahnfabrik

**Tabela 2–** Composição de porcelana feldspática reforçada por leucita (porcentagem em peso)

Oxido	Unidade	Faixa		Preferível		Exemplo 1	Exemplo 2
SiO <sub>2</sub>		57	66	58	65	62.1	58.0
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>		7	15	8	14	9.8	14.0
K <sub>2</sub> O		7	15	11	15	14.2	15
Na <sub>2</sub> O		7	12	7.5	11	7.6	8.1
Li <sub>2</sub> O		0.5	3	0.7	1.5	1.1	1.5
Cão		0	3	0	1.5	1.0	1.0
MgO		0	7	0	5	1.9	1.0
F		0	4	0	3	1.9	1.0
CeO <sub>2</sub>		0	1	0	0.5	0.4	0.4
Coef. de Exp.Térmica (25-450° C)	x 10 <sup>-6</sup> /°C	12	17.5	12	17.5	15.0	17.4
Temperatura de Maturação	(°C)	790	1050	800	1000	815	850

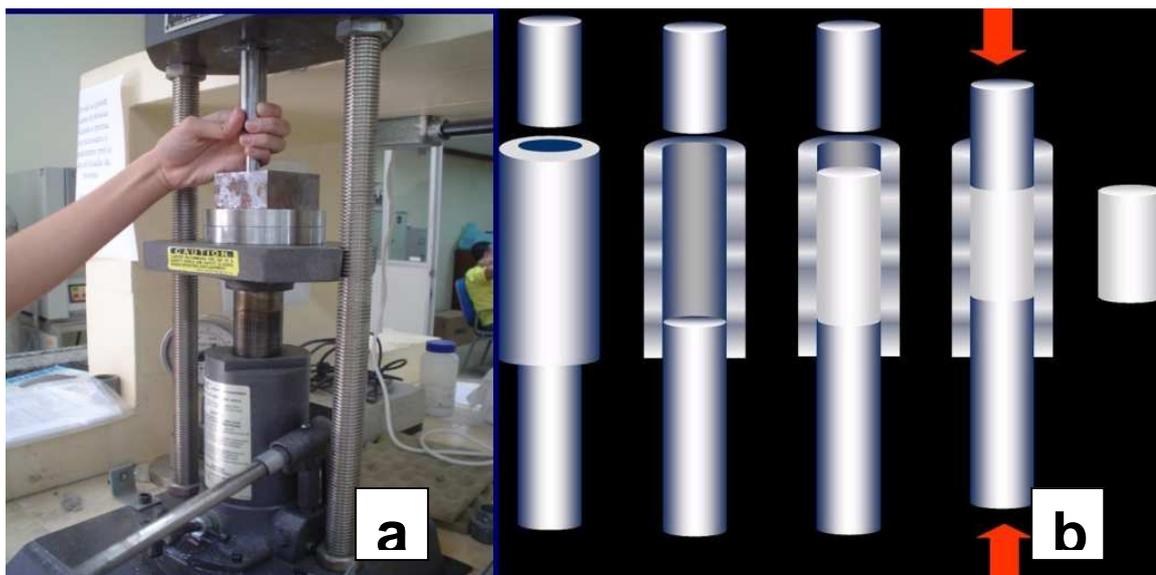
Fonte: United States Patent and Trademarks



**figura 1-** a) Alpha-3; b) Finesse

## 5.2. CONFECÇÃO DOS CILINDROS DE ALPHA-3

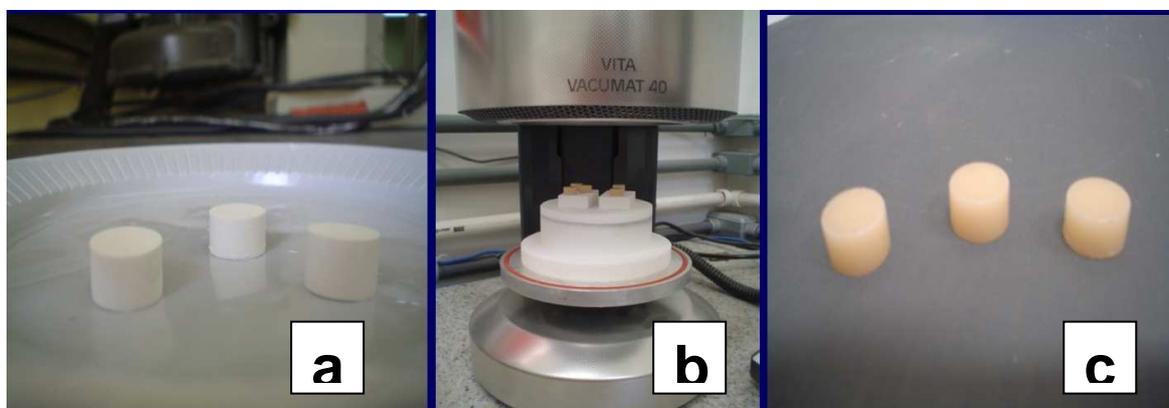
Como Alpha-3 não foi idealizada para ser utilizada pela técnica de injeção a quente, ela é fornecida na forma de pó. Inicialmente, portanto, foi necessária a prensagem ou compactação do pó cerâmico a fim de obter cilindros que seriam injetados posteriormente. Porções de 2g de pó foram pesadas em uma balança eletrônica de precisão (Biprecisa, mod.FA2104N) e transferidas para um molde cilíndrico metálico de 1,268cm de diâmetro. Além do molde, o dispositivo para prensagem (figura 2b) conta ainda com dois êmbolos do mesmo material e diâmetro de 1,2cm, tendo um 7,5cm (o qual já estava em posição no momento da colocação do pó) e o outro 2cm de comprimento. Após o posicionamento do êmbolo menor, o conjunto foi levado à uma prensa hidráulica (figura 2a) da marca Carver para a prensagem uniaxial do pó. A prensagem uniaxial envolve a compactação do pó cerâmico, confinado no molde rígido por uma pressão aplicada ao longo de uma direção axial através dos êmbolos metálicos. Uma pressão de 1000 libras foi exercida sob o pó e mantida por 1 minuto.



**figura 2** - a) Prensa hidráulica; b) Dispositivo para prensagem uniaxial do pó

Pela dificuldade em se obter a completa compactação do pó e na posterior manipulação dos cilindros e ainda baseando-se na literatura (CATTEL, 2001), um novo grupo de cilindros foi feito adicionando-se 2ml da água destilada ao pó cerâmico (2 g) antes de sua prensagem. O dispositivo para prensagem e a pressão exercida foram os mesmos utilizados no primeiro grupo de cilindros (sem água).

Após serem removidos do interior do molde, os cilindros de pó compactado foram levados ao forno Vacumat 40 (Vita Zahnfabrik) para a sinterização a vácuo (figura 3a, b e c). Os tempos e temperatura de queima estão resumidos na figura 4.



**figura 3**- a) Cilindros de pó compactado; b) Forno para sinterização; c) Cilindros cerâmicos sinterizados

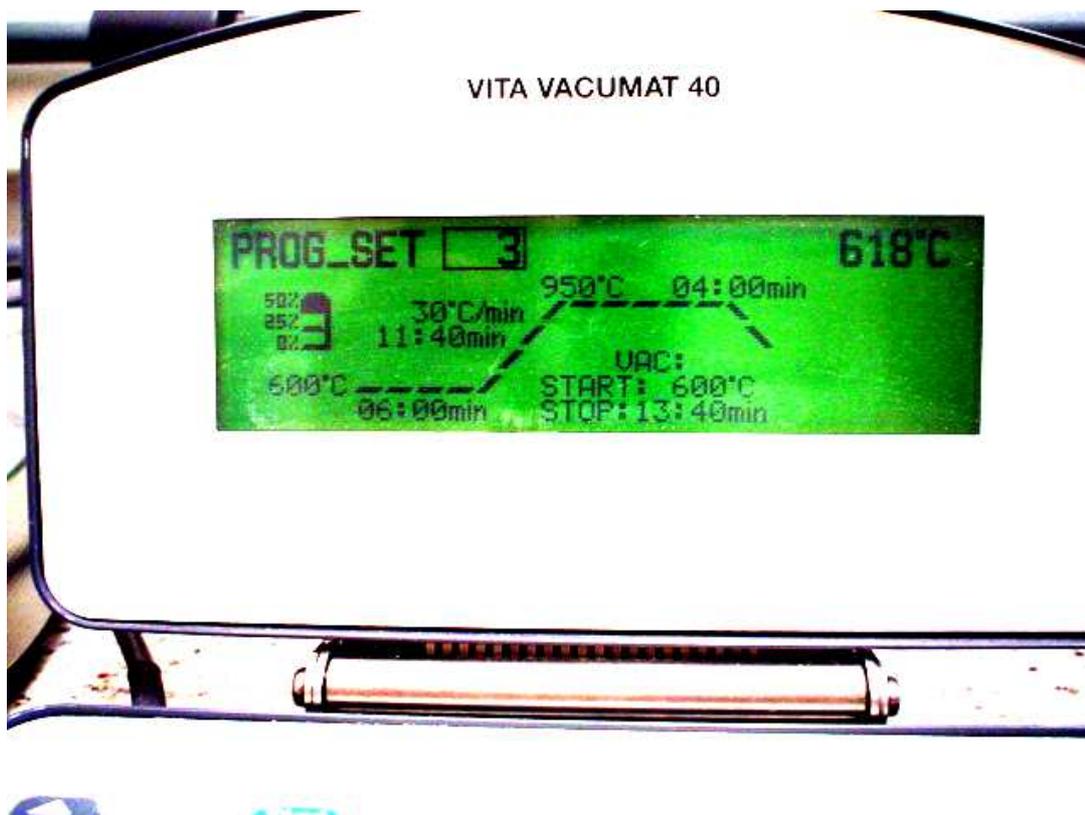


figura 4- Programa de sinterização dos cilindros

### 5.3 PREPARO DOS CORPOS DE PROVA

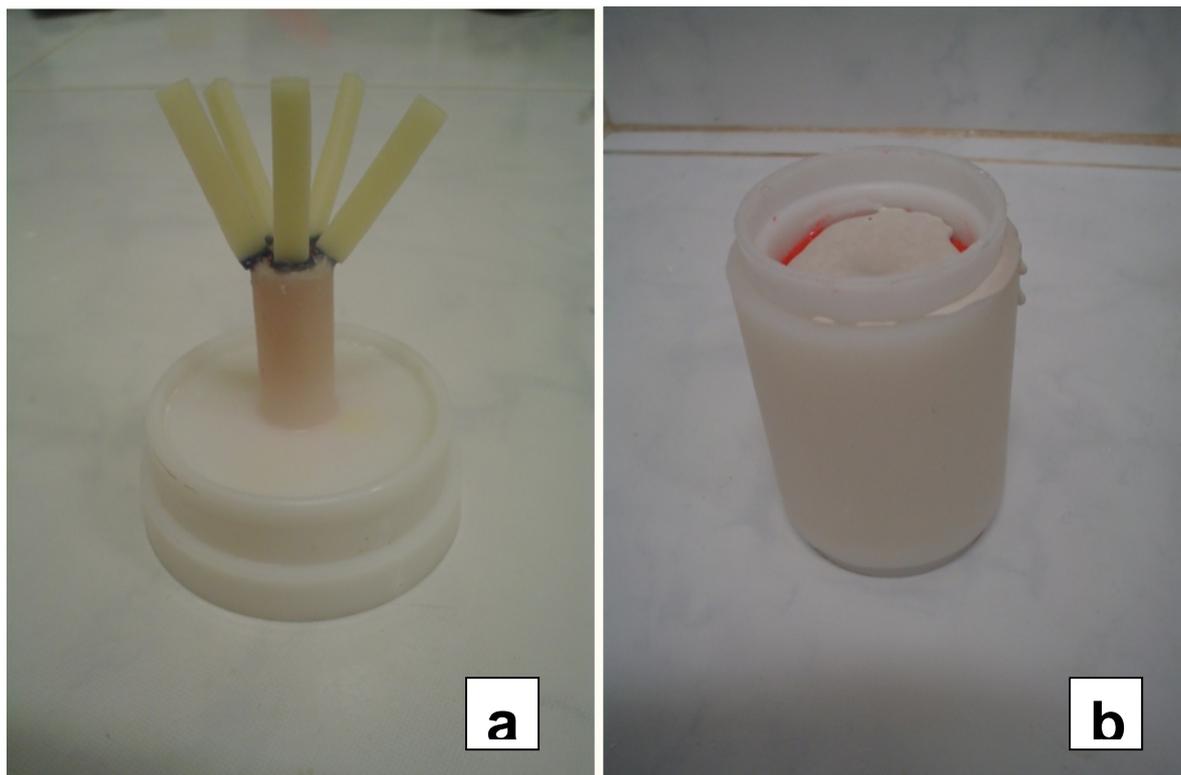
Para a confecção dos corpos de prova foram seguidas as especificações da ISO 6872, 1984 que regulamenta as cerâmicas dentais. Segundo esta norma, as cerâmicas dentais podem ser divididas em Tipo I e Tipo II, sendo as do Tipo I aquelas que são fornecidas na forma de pó e Tipo II as demais cerâmicas disponíveis no mercado. As cerâmicas Tipo II podem ainda ser subdivididas em classe 1, para aquelas usadas para fabricação de subestruturas e que serão recobertas por outro tipo de cerâmica; e classe 2, para aquelas usadas na fabricação de facetas, inlays e onlays. Apesar de ser considerada, de acordo com a descrição anterior, uma cerâmica Tipo I, no presente trabalho a porcelana feldspática Alpha-3 foi tratada

como cerâmica Tipo II (classe 2) já que os corpos de prova foram obtidos, não da forma convencional, mas a partir de cilindros deste material.

Os corpos de prova foram obtidos pelo método da cera perdida, iniciando-se pela produção de padrões. Utilizando um molde feito em silicone de adição laboratorial (figura 5) Elite Double 8 (Zhermark), barras retangulares em cera para fundição (Remfert) foram enceradas nas seguintes dimensões: 21mm (comprimento) x 5mm (largura) x 2mm (espessura). Cada barra foi fixada à base plástica do anel para fundição de 200g fornecido pelo fabricante (Ivoclar-Vivadent), sendo um número de cinco barras por anel (figura 6a).

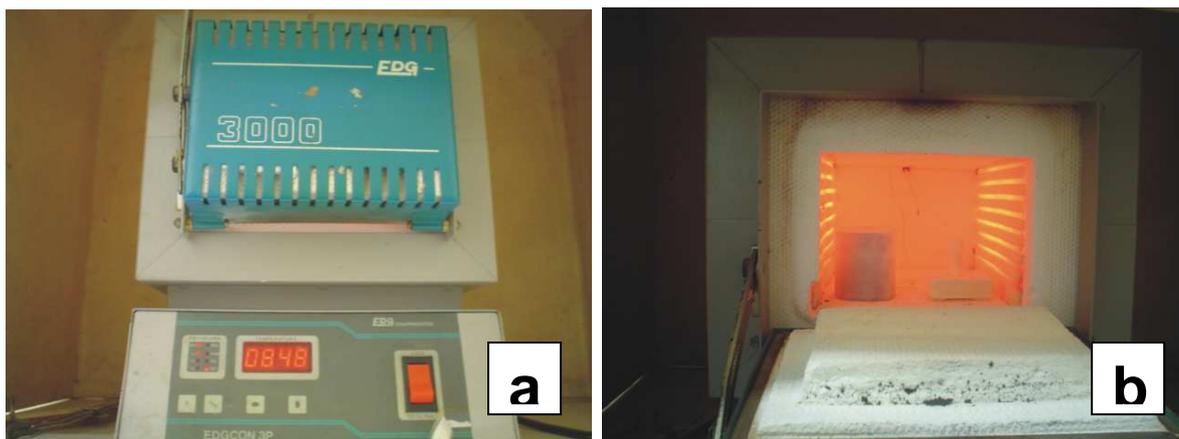


**figura 5** - Molde para enceramento das barras



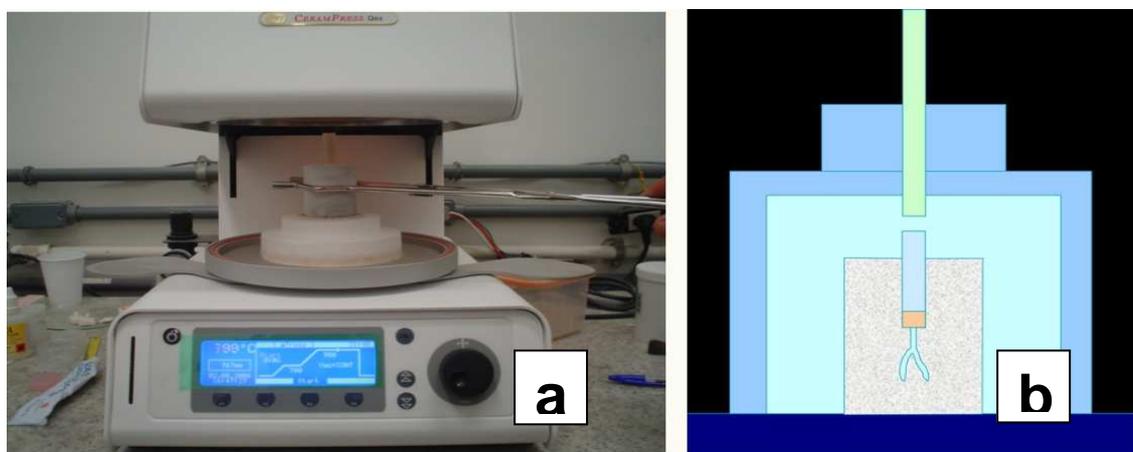
**figura 6** - a) Fixação das barras em cera; b) Inclusão

Para a inclusão (figura 6b), foi utilizado o revestimento fosfatado Gilvest HS (Servo Dental) na seguinte proporção: 200g de pó (dois pacotes), 36ml de líquido do revestimento e 16ml de água destilada. A espatulação é realizada manualmente por 15 segundos e a vácuo por mais 45 segundos. Em seguida, o revestimento é vertido sob baixa vibração no interior do anel de fundição. Passados 30 minutos da inclusão, com a cristalização do revestimento, o anel e as bases podem ser removidos. O molde de revestimento é então levado ao forno Edgcon-3000 3P (EDG Equipamentos) para a eliminação da cera, juntamente com o êmbolo de alumina que será utilizado na injeção (figura 7a e b). O forno deverá se encontrar devidamente pré-aquecido a uma temperatura de 850<sup>0</sup>C (velocidade de 30<sup>0</sup>C/min).

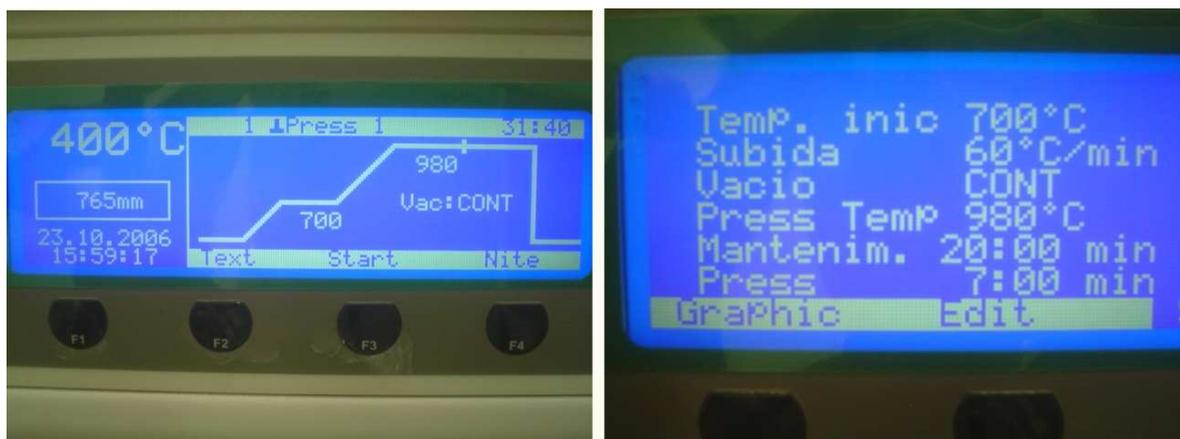


**figura 7** - a) Forno para eliminação da cera; b) Aquecimento molde de revestimento e êmbolo de alumina

Após 60 minutos, o molde de revestimento é removido do forno, duas pastilhas de cerâmica são colocadas no canal de alimentação, seguidas do êmbolo de alumina. O conjunto é imediatamente levado ao forno CeramPress Qex (DENTSPLY Ceramco) para a injeção da cerâmica sob vácuo contínuo (figura 8a). Após a elevação da temperatura até  $980^{\circ}\text{C}$ , a cerâmica é injetada pela compressão do êmbolo de alumina. O processamento está demonstrado esquematicamente na figura 8b. O ciclo se completa em 31 minutos e 40 segundos e os detalhes do programa podem ser observados na figura 9. Em seguida, o forno se abre totalmente e o conjunto é resfriado à temperatura ambiente.

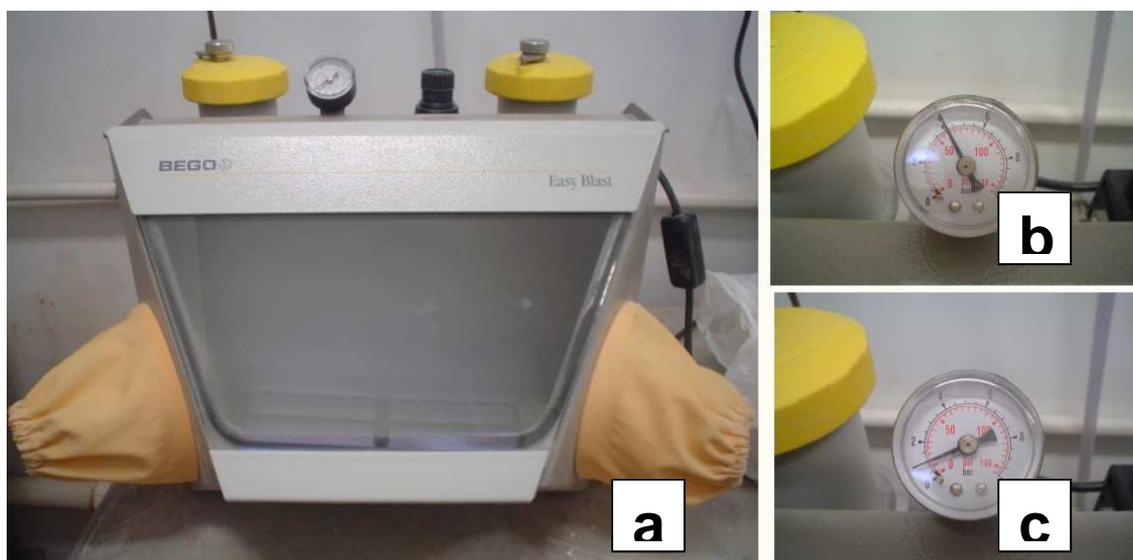


**figura 8** - a) Forno para injeção; b) Processamento da cerâmica prensável



**figura 9** - Programa de injeção Cerampress Qex

A remoção do revestimento é feita na jateadora Easy Blast (Bego) [figura 10a] com jato de óxido de alumínio (M.Martins) de  $125\mu\text{m}$ , à uma pressão de 60 psi (figura 10b) O revestimento próximo ou aderido às barras é jateado à 20 psi (figura 10c) com esferas de vidro de  $125\mu\text{m}$  (M.Martins) para que não haja comprometimento da cerâmica. A separação das barras do êmbolo de alumina é feita com discos diamantados montados em um motor de bancada.



**figura 10** – a) Jateadora; b) 60 psi (revestimento); c) 20 psi (cerâmica)

Segundo o protocolo relatado, foram confeccionadas 20 barras de Finesse e 40 de Alpha-3, sendo 20 obtidas a partir de cilindros sem água (Alpha) e 20 de

cilindros com água destilada (Alpha M). Todas as barras passaram por uma avaliação inicial visual quanto à presença de trincas, poros e falhas superficiais e foram descartadas aquelas consideradas fora de padrão.

#### 5.4 ACABAMENTO E POLIMENTO

As barras cerâmicas foram acabadas e polidas em uma politriz com lixas d'água (3M, Brasil) de diferentes granulações, respeitando os padrões da ISO 6872. O acabamento foi procedido na seguinte seqüência: lixa 231Q- P100 (óxido de alumínio, 129 $\mu$ m), lixa 211Q-P220 (óxido de alumino, 58 $\mu$ m) e lixa 211Q-P320 (óxido de alumino, 30 $\mu$ m). A seqüência para o polimento foi: lixa 211Q-P400 (óxido de alumínio, 17 $\mu$ m), lixa 211Q-P600 (óxido de alumínio, 9 $\mu$ m) e lixa 401Q-1200 (carbeto de silício, 3 $\mu$ m).



**figura 11** – Politriz

Como produto final, foram obtidos 60 corpos de prova retangulares de, no mínimo, 20mm de comprimento,  $4 (\pm 0.25)$ mm de largura e  $1.2 (\pm 0.2)$ mm de espessura (figura 12). As barras foram ainda checadas em relação à lisura e ao paralelismo de suas faces opostas o qual não pôde ultrapassar o limite de 0.05 mm. Uma limpeza cuidadosa de todas as barras foi feita em ultra-som (Vitasonic II, Vita Zahnfabrik) com água destilada por 1 minuto, onde todos os resíduos provenientes do acabamento e polimento das mesmas foram removidos.



**figura 12** - corpos de prova

## 5.5 ENSAIOS DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO

Para a medição da resistência à flexão dos materiais foram realizados ensaios uniaxiais de três pontos. O equipamento utilizado foi a máquina de testes mecânicos DL1000 (EMIC, Brasil) [figura 13a], com capacidade máxima de 1000kgf (10kN). Cada barra foi posicionada centralmente sobre os dois suportes de aço de superfície arredondada (raio de 0,8mm) [figura 13b], os quais apresentam 15mm de distância entre si (“span”). A carga foi aplicada no ponto médio entre os suportes,

perpendicularmente ao longo eixo dos corpos de prova, por um dispositivo em forma de lâmina de faca arredondada (raio de 0,8mm) Foi utilizada uma célula de 1kN e com velocidade de cruzeta de 1mm/min.

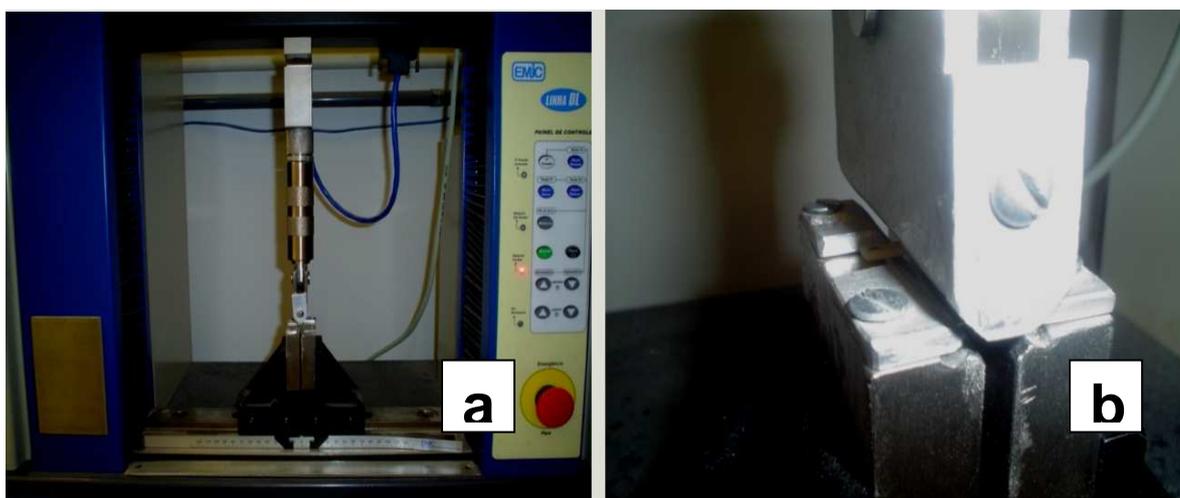


figura 13 – a) EMIC; b) Posicionamento da barra

## 5.6 CÁLCULO DA RESISTÊNCIA À FLEXÃO

O cálculo da resistência à flexão (**M** – em megapascal) foi realizado para cada corpo de prova a partir da equação:

$$M = \frac{3WI}{2bd^2}$$

Onde:

**W** é a carga necessária para a fratura do corpo de prova, em newtons

**I** é a distância entre os suportes do equipamento, em milímetros.

**b** é a largura do corpo de prova, em milímetros

**d** é a espessura do corpo de prova, em milímetros

## 5.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados foram analisados estatisticamente através da análise de variância (ANOVA) e de testes de Scheffé para determinar diferenças entre os valores médios de resistência obtidos para cada material.

Pelo fato das cerâmicas possuírem valores de resistência que seguem uma distribuição assimétrica, cuja média não coincide com o valor mais representativo, foram determinados também o módulo de Weibull e a resistência característica de cada material pelo método da regressão do “rank” da mediana.

## 5.8 ANÁLISE MICROSCÓPICA

### 5.8.1 Preparo dos cilindros

Um cilindro de cada grupo foi separado para que fosse realizada a análise microscópica de suas superfícies antes da injeção. Cada cilindro foi cortado longitudinalmente em duas metades com um disco diamantado montado em uma máquina de cortes (Isomet, Buehler) [figura 14]. As superfícies foram polidas com lixas d'água (3M) 211Q-P400 (óxido de alumínio, 17 $\mu$ m), 211Q-P600 (óxido de alumínio, 9 $\mu$ m) e 401Q-1200 (carbeto de silício, 3 $\mu$ m); e discos de pano (Struers) números 3 (DP-MOL) e 1 (NAP), com pasta diamantada DP- Paste, M (Struers) [figura 15].



figura 14 - Isomet

Após o polimento, uma das metades de cada cilindro recebeu tratamento com ácido fluorídrico a 0,1% por 1 minuto e depois foram levadas ao ultra-som (Vitasonic II, Vita Zahnfabrik) com água destilada por 1 minuto. As metades não atacadas também foram levadas ao ultra-som para remoção de detritos.



figura 15 - polimento com pasta diamantada

### 5.8.2 Preparo das barras

Após a realização dos ensaios de resistência à flexão, foi feita a avaliação das superfícies de fratura na tentativa de identificar a origem e o tipo de fratura. As superfícies das barras também foram analisadas quanto à presença de defeitos. O polimento recebido pelas superfícies das barras foi o mesmo dado às superfícies dos cilindros. Também foi realizado o condicionamento com ácido fluorídrico a 0,1% por 1 minuto em uma das metades das barras que teriam suas superfícies analisadas. Todas as barras foram levadas ao ultra-som com água destilada por 1 minuto.

### 5.8.3 Microscopia

Todas as amostras receberam eletrodeposição de ouro por 2 minutos no equipamento EMITECH modelo K550 (figura 16), antes que fossem levadas ao microscópio. Foi utilizado um microscópio eletrônico de verredura da marca JEOL, modelo JSM6460LV (figura 17). Cada amostra foi analisada nos aumentos de 100, 500 e 1000 vezes.



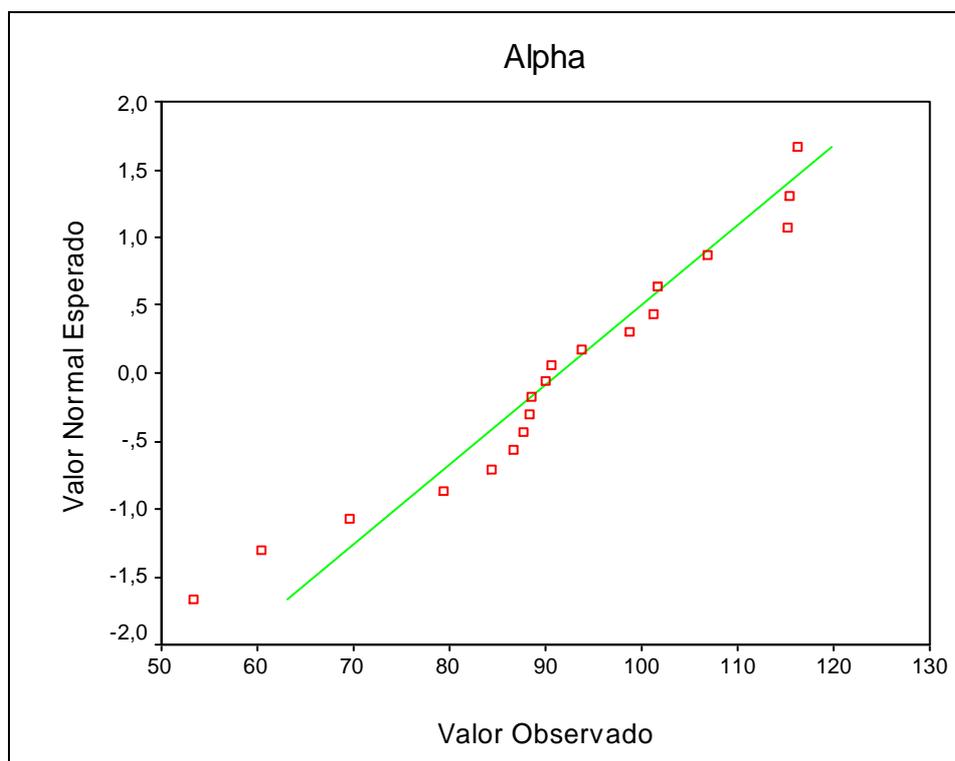
figura 16- EMITECH K550



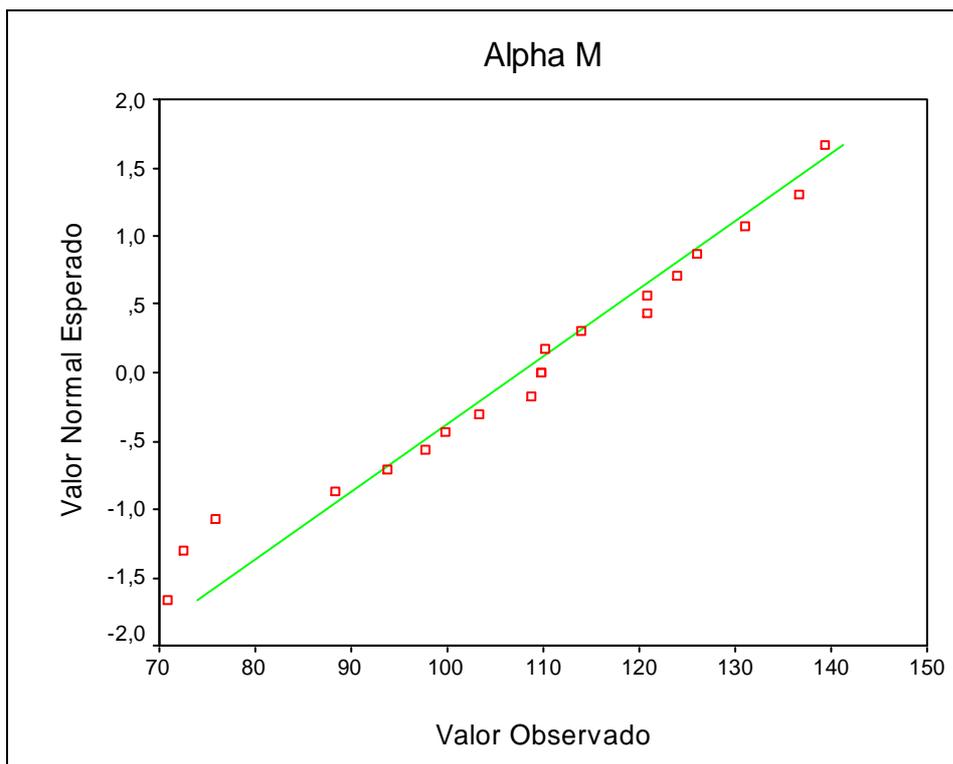
**figura 17-** Microscópio eletrônico de varredura

## 6. RESULTADOS

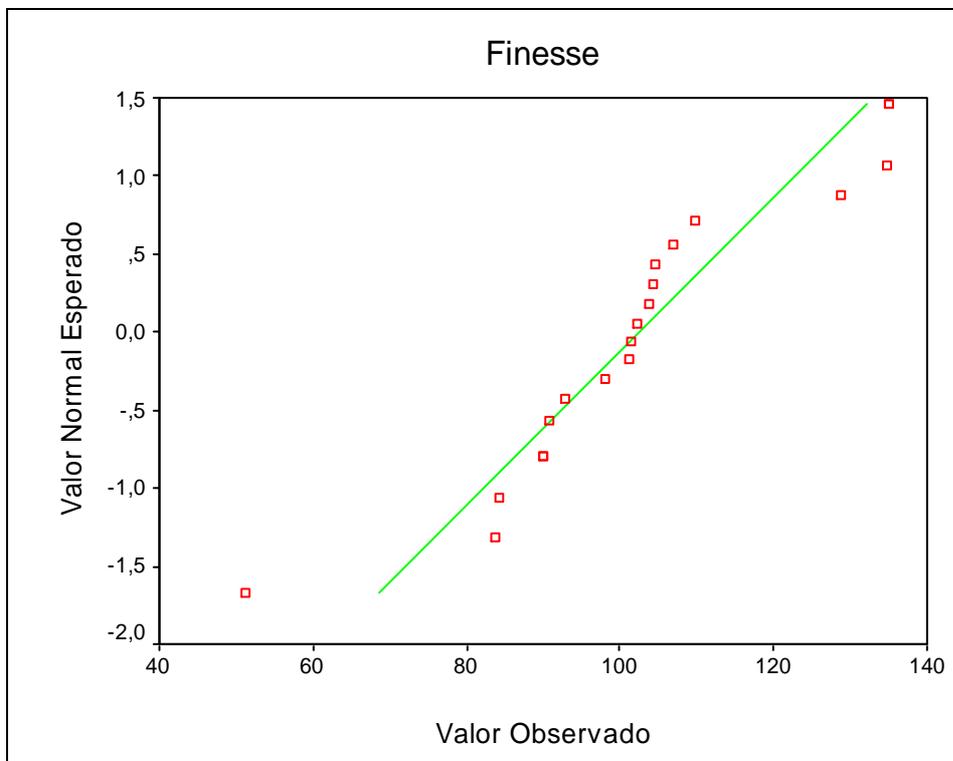
Testes de normalidade (Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk) foram realizados previamente com o intuito de verificar se a análise de variância (ANOVA- Excel) e os testes de Scheffè poderiam ser aplicados aos materiais testados. Os gráficos de cada material podem ser analisados nas figuras 18, 19 e 20.



**figura 18-** Verificação da normalidade (Alpha)



**figura 19-** Verificação da normalidade (Alpha M)

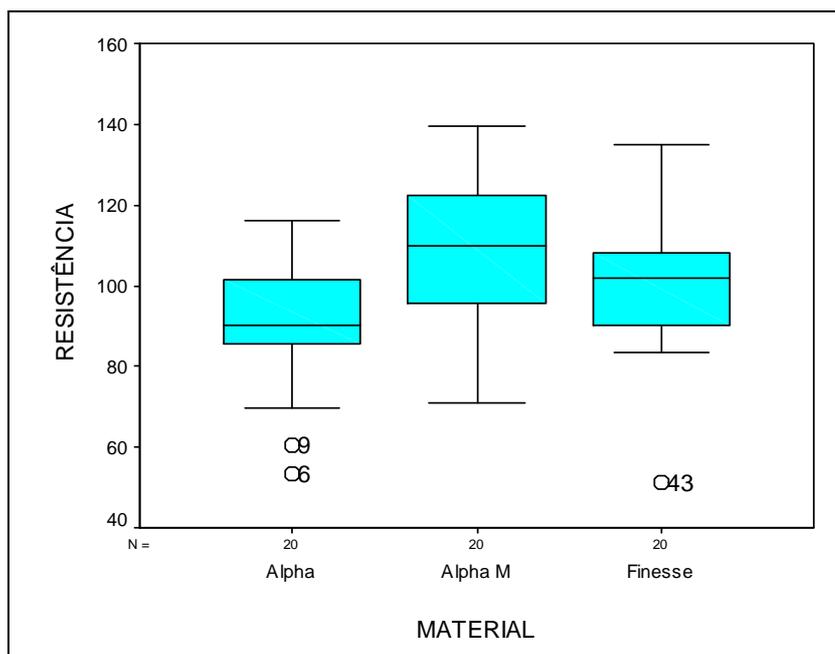


**figura 20-** Verificação da normalidade (Finesse)

Os resultados dos ensaios de resistência à flexão estão listados na tabela 3 e sua representação gráfica encontra-se na figura 21.

**Tabela 3-** Resistência à Flexão

Material	N	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança de 95%		Mínimo	Maximo
				Limite inferior	Limite superior		
Alpha	20	91,491	16,986	83,541	99,441	53,354	116,219
Alpha M	20	107,656	20,187	98,208	117,103	70,838	139,373
Finesse	20	102,449	20,276	92,960	111,938	51,136	135,000
Total	60	100,532	20,067	95,348	105,716	51,136	139,373



**figura 21-** Gráfico de caixas de Alpha, Alpha M e Finesse

Com os resultados dos testes de normalidade, os dados puderam ser inicialmente analisados pela análise de variância (ANOVA- Excel) e encontram-se na tabela 4.

**Tabela 4- ANOVA**

Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	2723,339	2	1361,670	3,690	0,031	3,159
Dentro dos grupos	21035,550	57	369,045			
Total	23758,889	59				

Foi utilizado também, o teste de comparações múltiplas de Scheffé onde as médias de cada grupo foram comparadas par a par, obtendo-se a probabilidade das mesmas serem consideradas iguais ou diferentes (tabela 5). Alpha M apresentou maior valor médio, porem não há diferença estatística para o valor de Finesse. Pode-se afirmar que a média de Alpha M é estatisticamente diferente de Alpha. A média de Finesse não pode ser considerada diferente de Alpha.

**Tabela 5-** Teste de Comparações múltiplas de Scheffé (Resistência à Flexão)

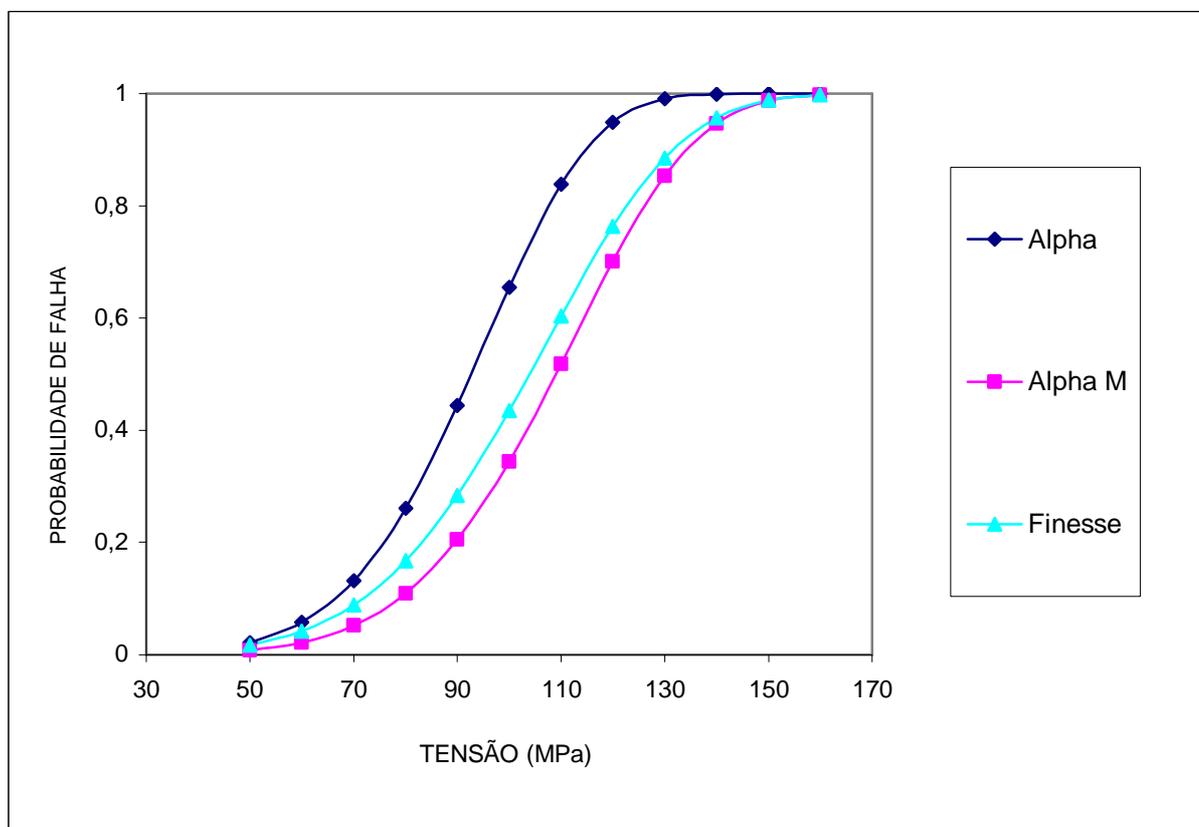
Material		Diferença entre as médias	Significância	Intervalo de confiança de 95%	
(I)	(J)	(I-J)		Limite inferior	Limite superior
Alpha	Alpha M	-16,165*	0,036	-31,434	-0,896
	Finesse	-10,958	0,206	-26,227	4,311
Alpha M	Alpha	16,165*	0,036	0,896	31,434
	Finesse	5,207	0,694	-10,062	20,476
Finesse	Alpha	10,958	0,206	-4,311	26,227
	Alpha M	-5,207	0,694	-20,476	10,062

\*as médias podem ser consideradas diferentes com significância de 0,05

Por se tratarem de materiais cerâmicos, foi realizada ainda a análise estatística de Weibull (Tabela 6) onde foram obtidos o módulo de Weibull ( $m$ ) e a resistência característica ( $\sigma_0$ ) de cada material. Os maiores resultados foram novamente de Alpha M, porém com valores bem próximos aos de Finesse. Foram calculados também os valores de resistência para as probabilidades de fratura de 1 ( $\sigma_{0,01}$ ), 5 ( $\sigma_{0,05}$ ) e 10% ( $\sigma_{0,10}$ ) de cada material. A figura 22 mostra as curvas cumulativas da probabilidade de fratura pela resistência à flexão.

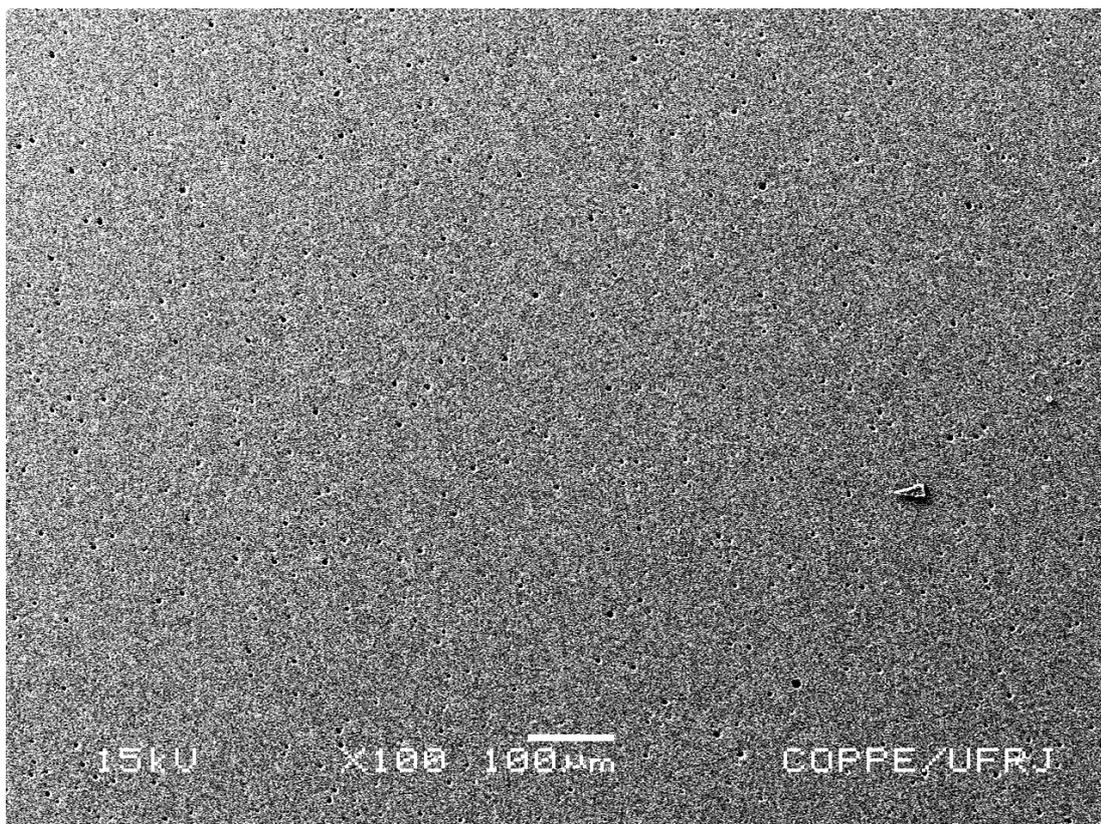
**Tabela 6-** Análise Estatística de Weibull

Material	$\sigma_0$	$m$	$\sigma_{0,01}$	$\sigma_{0,05}$	$\sigma_{0,10}$
Alpha	98,922	5,638	43,749	58,413	66,368
Alpha M	116,170	5,776	52,387	69,466	78,686
Finesse	111,701	5,074	45,119	62,209	71,690

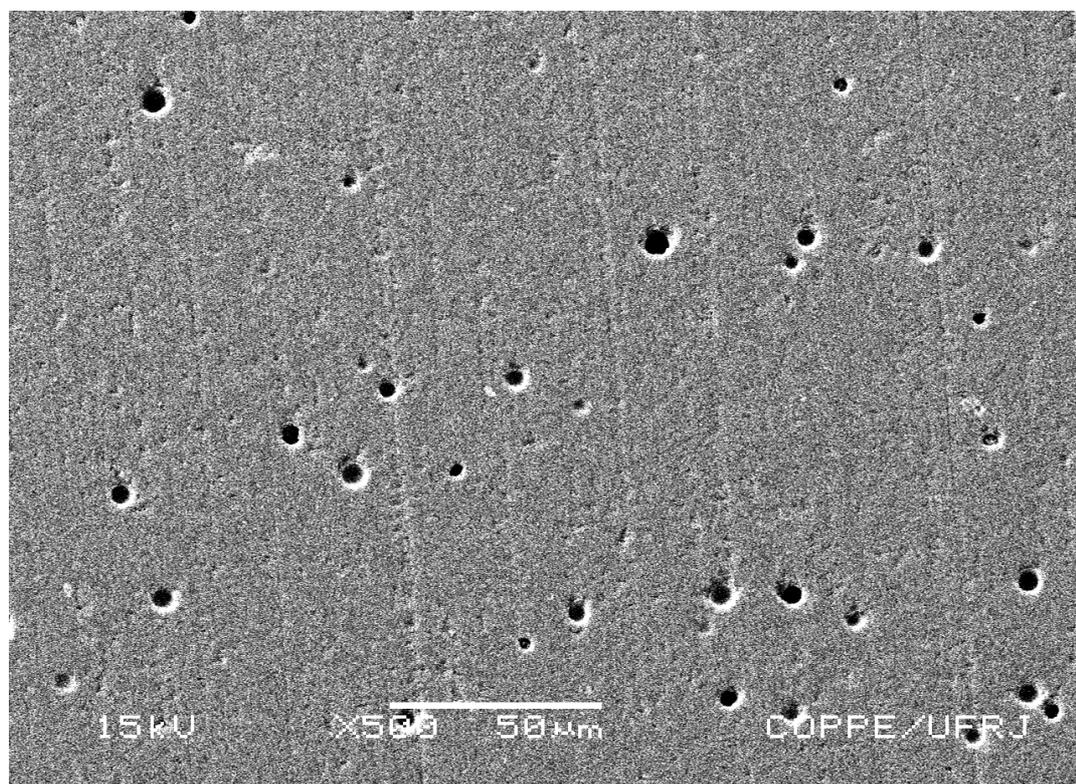


**figura 22-** Probabilidade de falha X Tensão

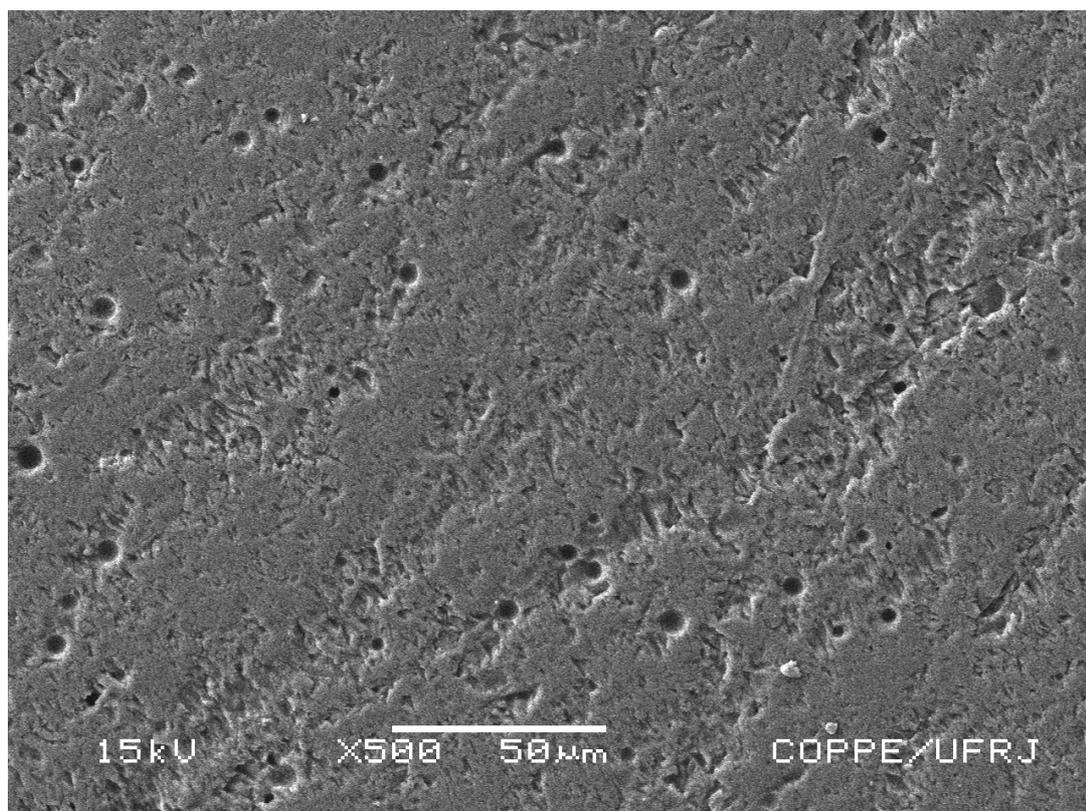
As figuras 23 a 31 representam as micrografias dos cilindros de Alpha, Alpha M e Finesse antes e após o condicionamento ácido. Não houve diferença entre os cilindros com e sem ataque ácido dentro do mesmo grupo. A análise microscópica dos cilindros de Alpha revelou a presença de poros circulares abundantes (figuras 23, 24 e 25). Os cilindros de Alpha M (figuras 26, 27 e 28) e Finesse (figuras 29, 30 e 31) mostraram imagens semelhantes, com raras porosidades.



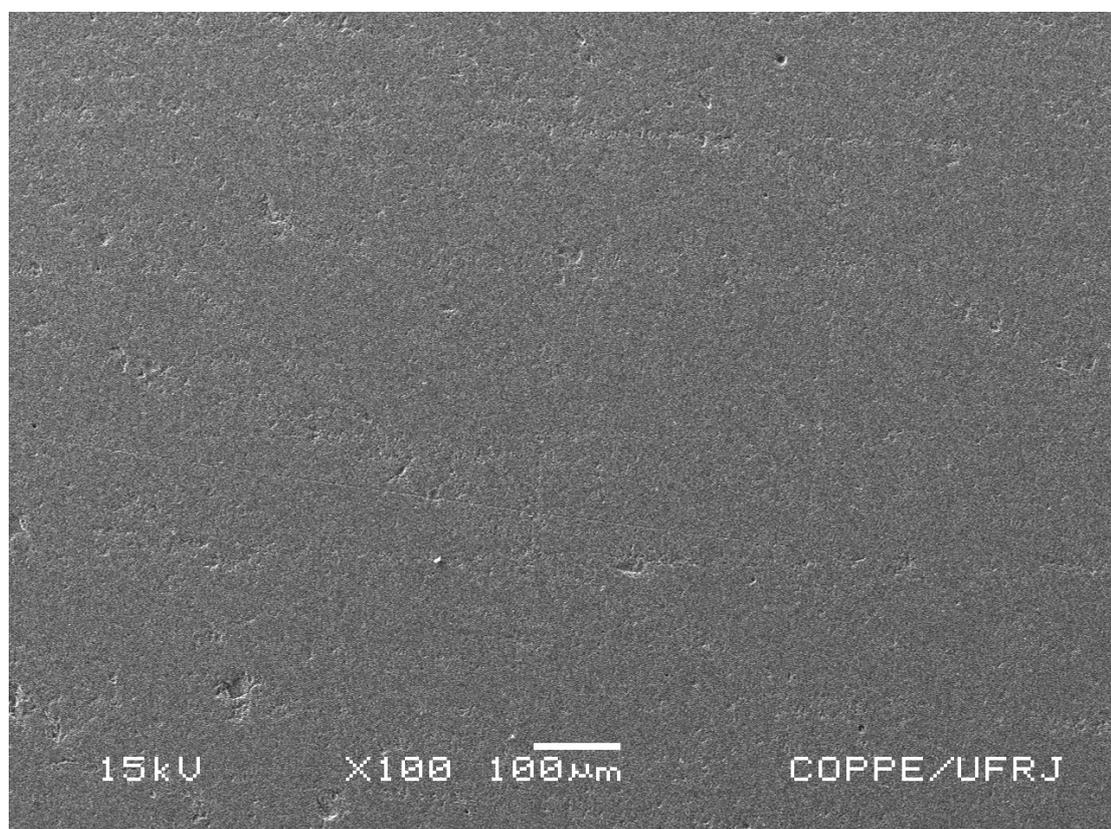
**figura 23-** Microscopia eletrônica de varredura cilindro de Alpha (100x)



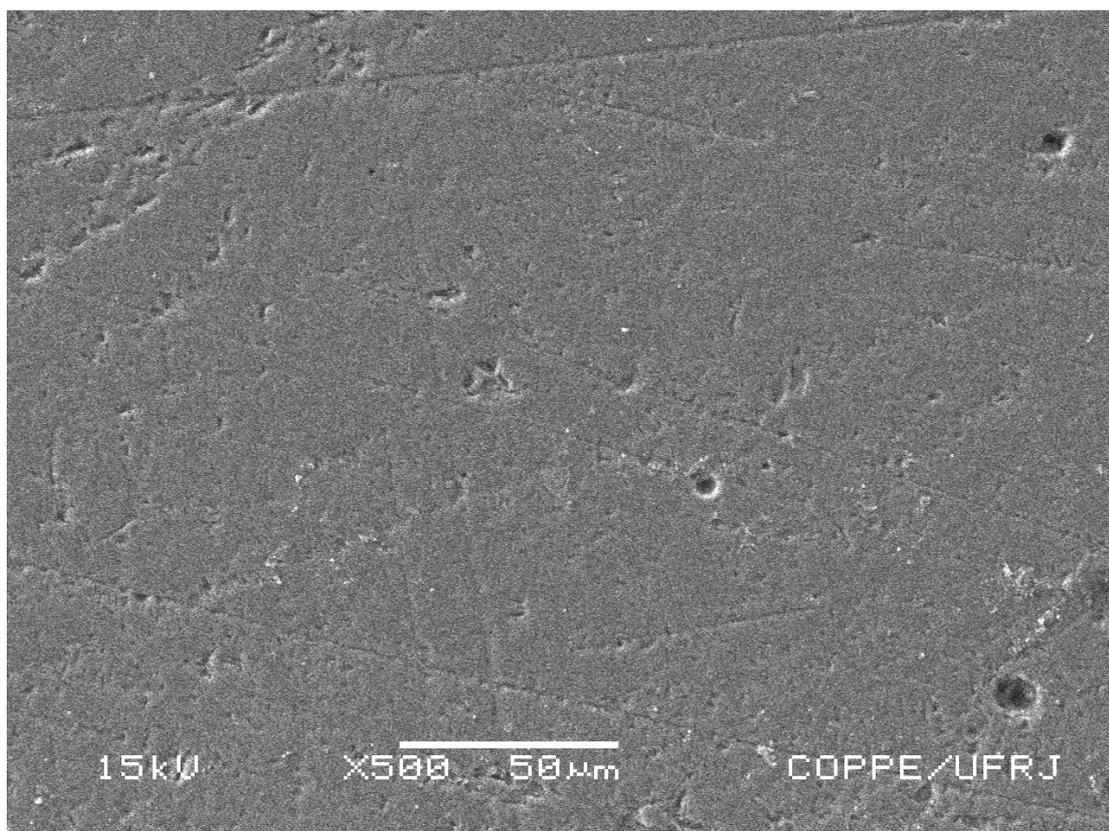
**figura 24-** Microscopia eletrônica de varredura cilindro de Alpha (500x)



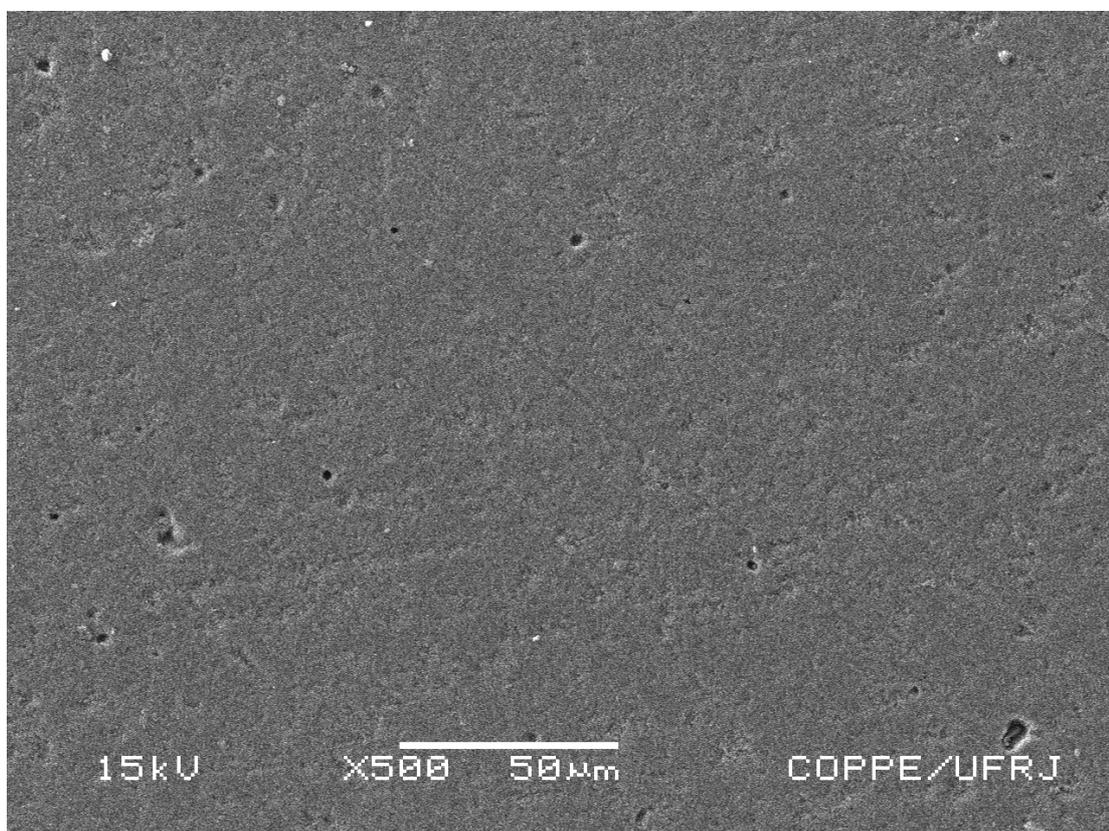
**figura 25-** Microscopia eletrônica de varredura cilindro de Alpha após ataque ácido



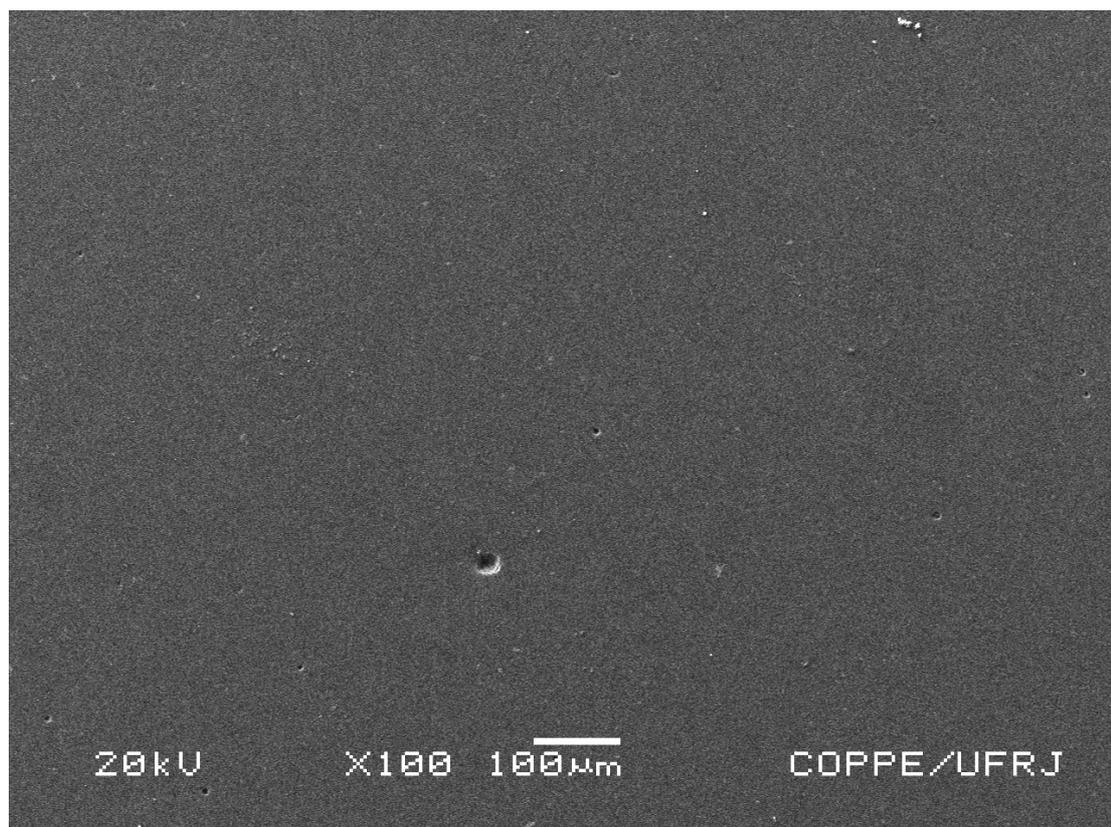
**figura 26-** Microscopia eletrônica de varredura cilindro de Alpha M (100x)



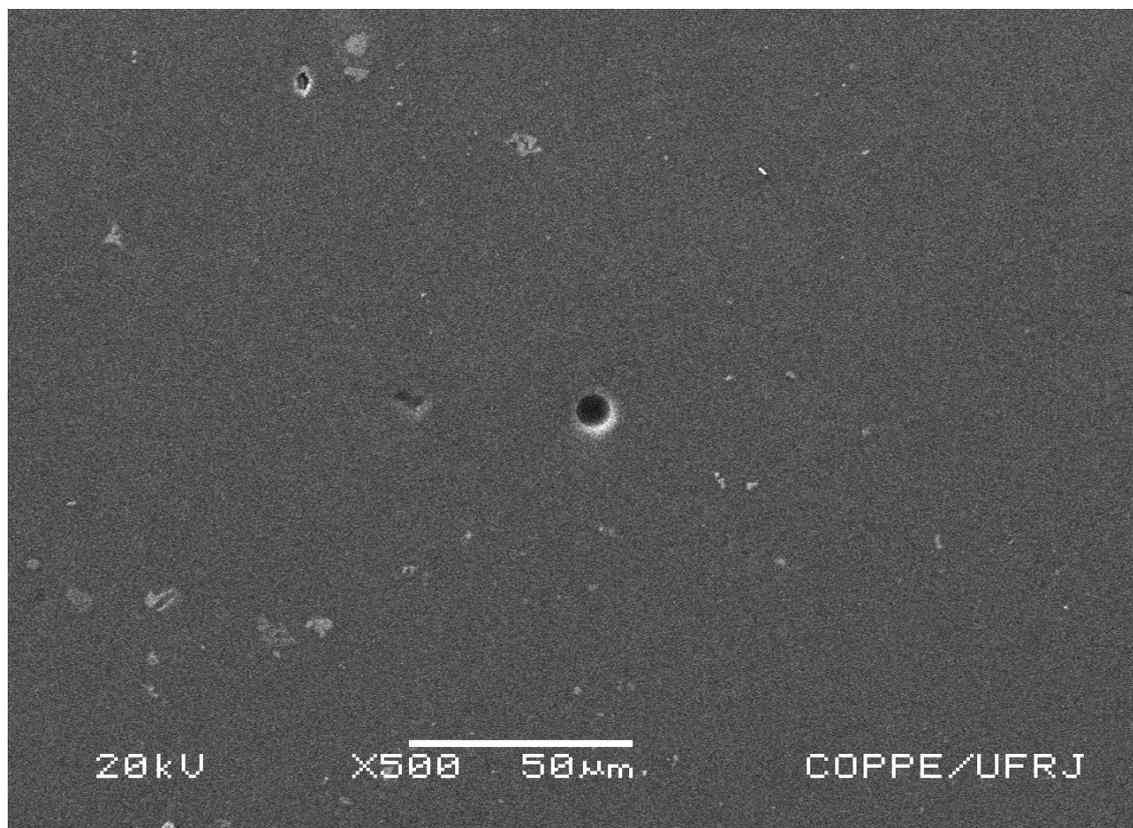
**figura 27-** Microscopia eletrônica de varredura cilindro de Alpha M (500x)



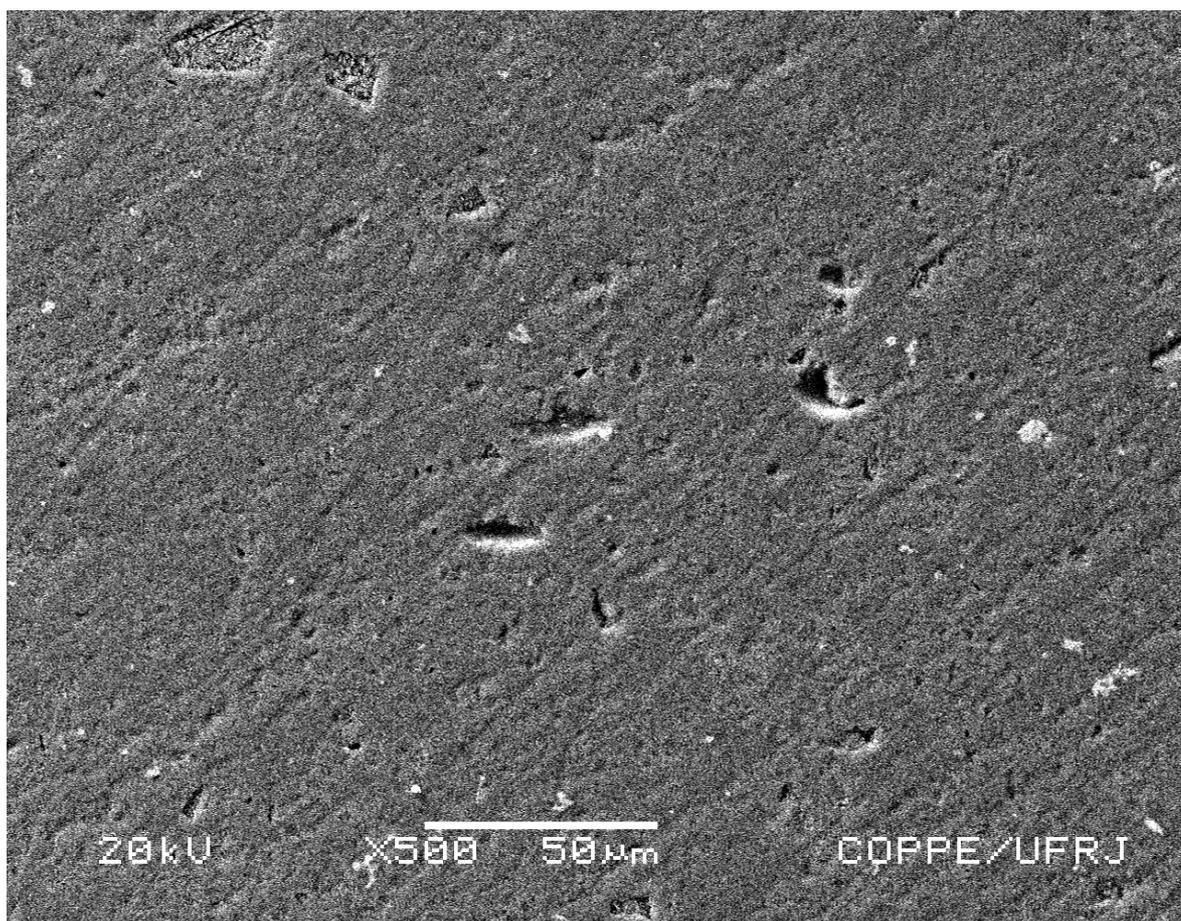
**figura 28-** Microscopia eletrônica de varredura cilindro de Alpha M após ataque ácido



**figura 29-** Microscopia eletrônica de varredura cilindro de Finesse (100x)

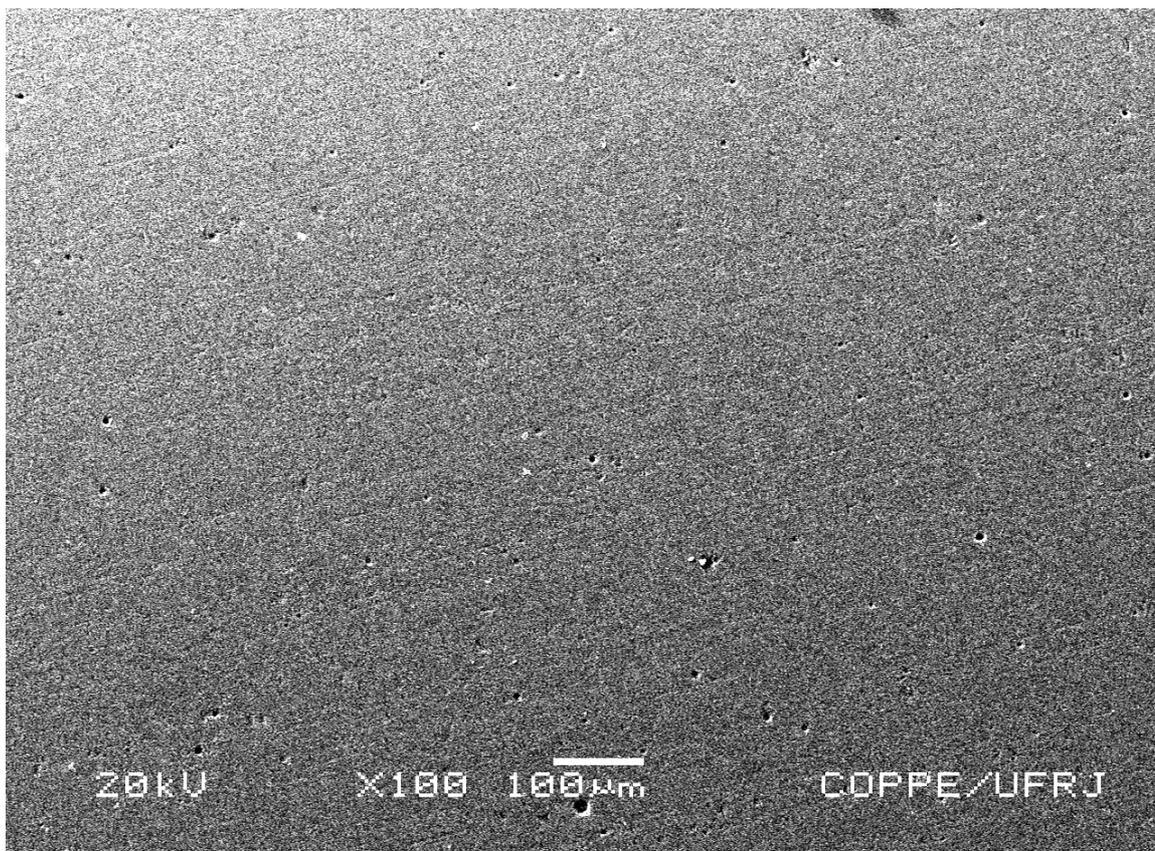


**figura 30-** Microscopia eletrônica de varredura cilindro de Finesse (500x)

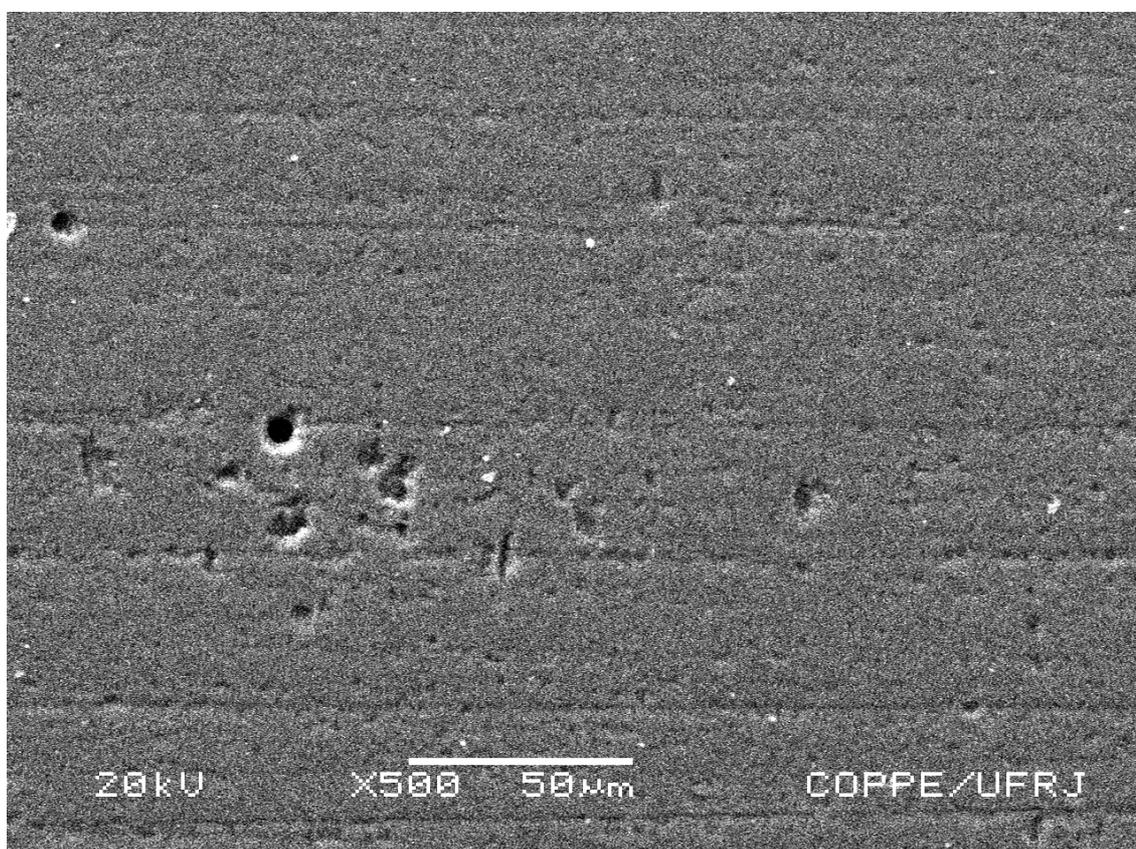


**figura 31-** Microscopia eletrônica de varredura cilindro de Finesse após ataque ácido

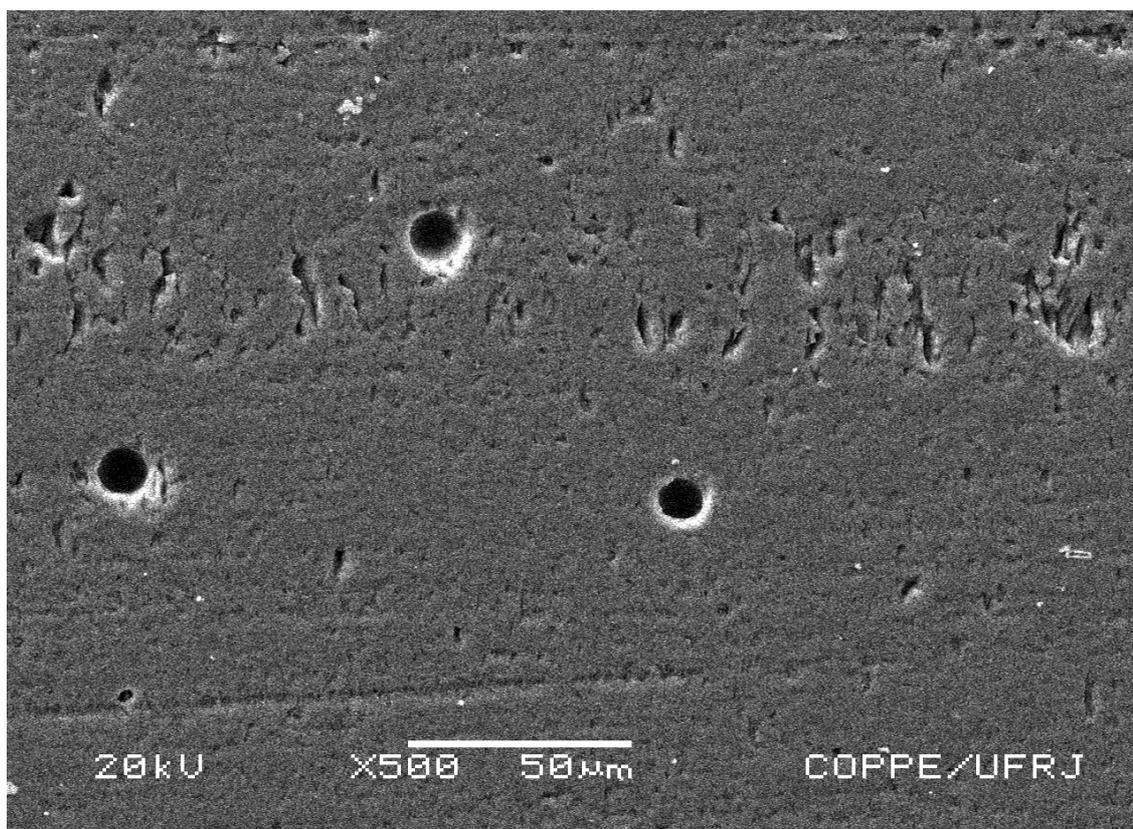
As micrografias das barras após a prensagem de Alpha, Alpha M e Finesse antes e após o ataque ácido, correspondem às figuras 32 a 40. Em relação às imagens dos cilindros dos mesmos materiais (antes da prensagem), pôde-se notar uma discreta redução na quantidade de poros, os quais, no entanto, aparentemente não se modificaram em tamanho.



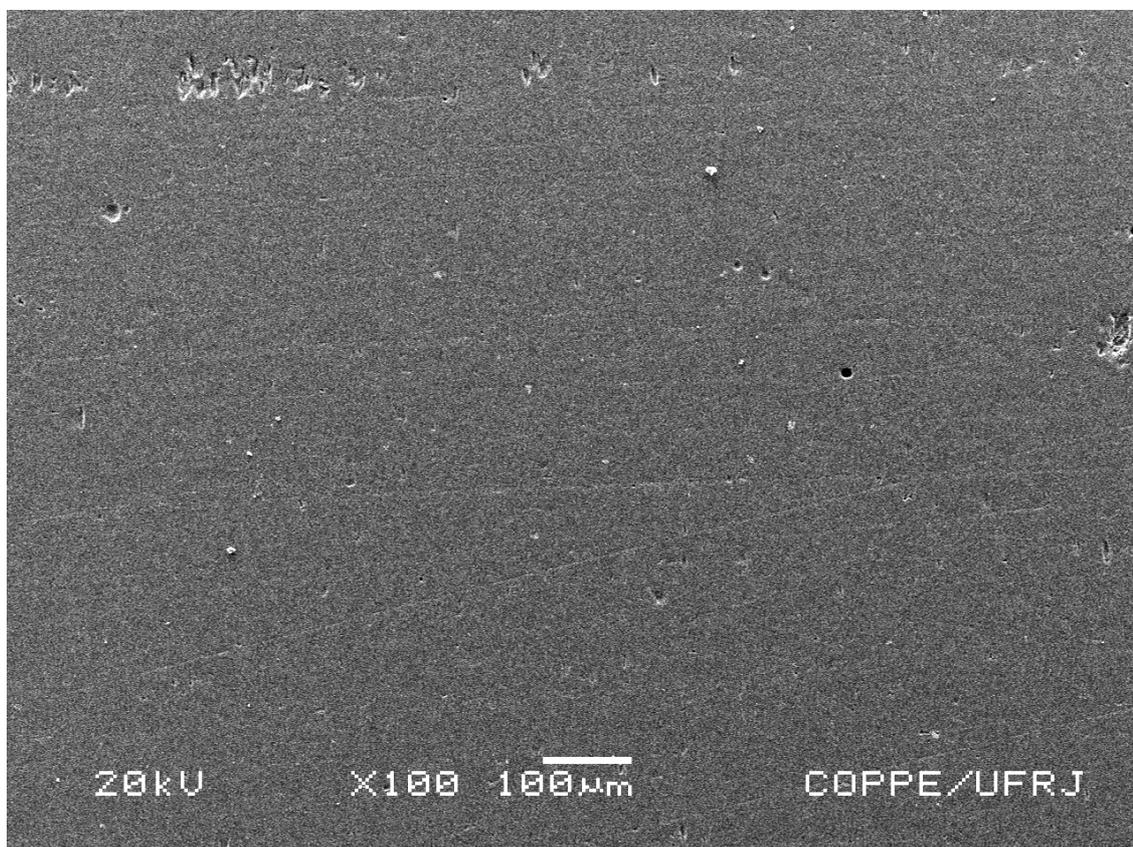
**figura 32-** Microscopia eletrônica de varredura barra de Alpha (100x)



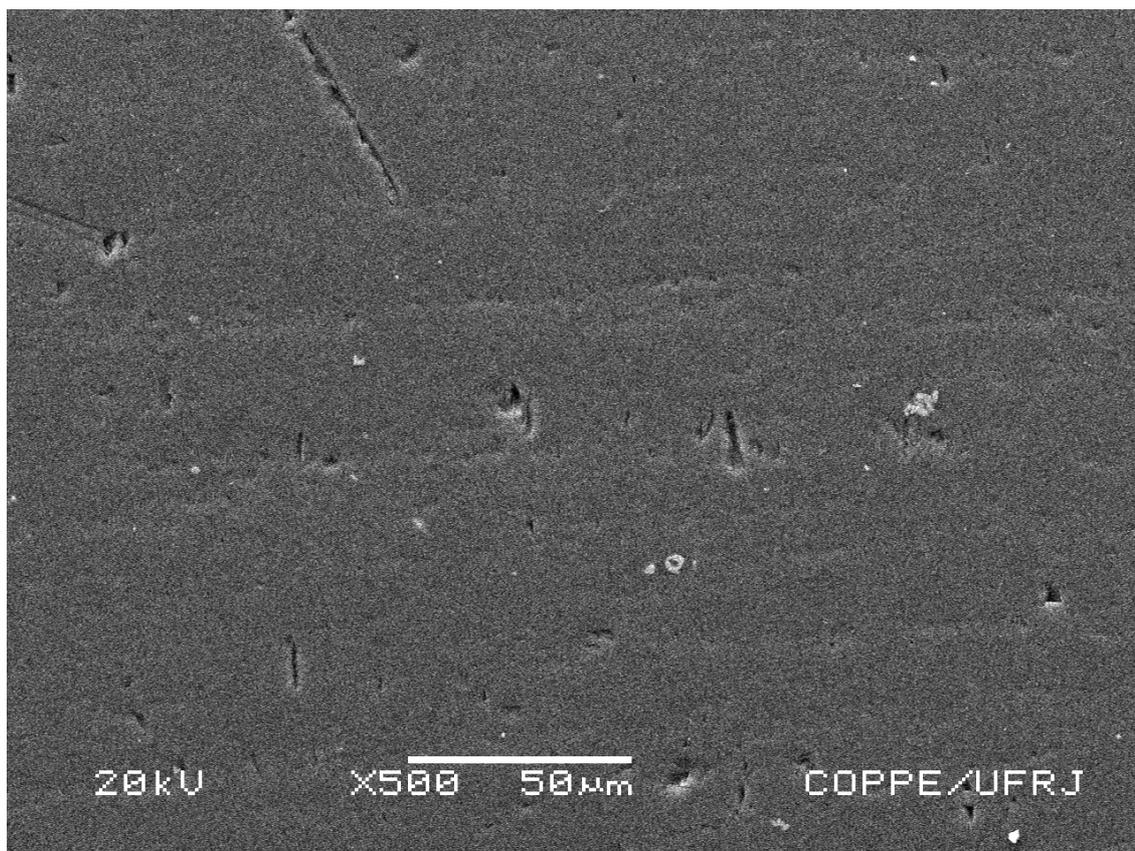
**figura 33-** Microscopia eletrônica de varredura barra de Alpha (500x)



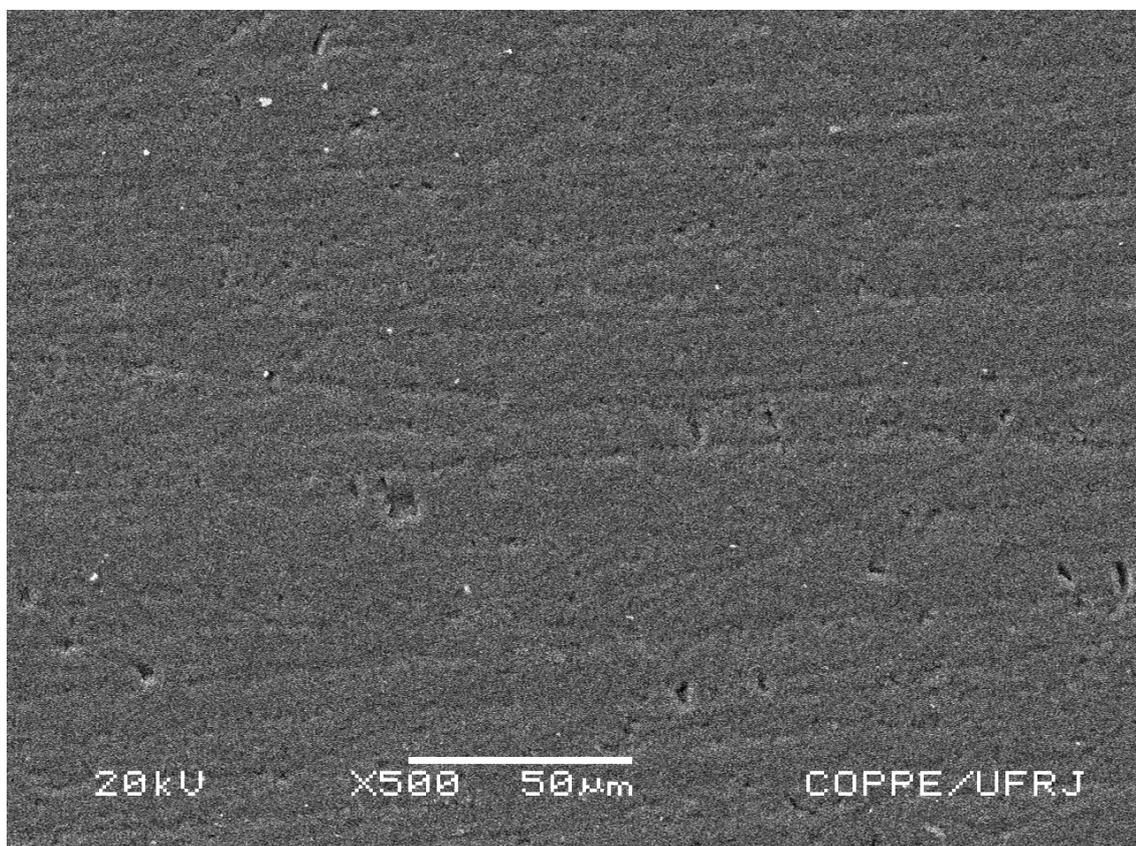
**figura 34-** Microscopia eletrônica de varredura barra de Alpha após ataque ácido



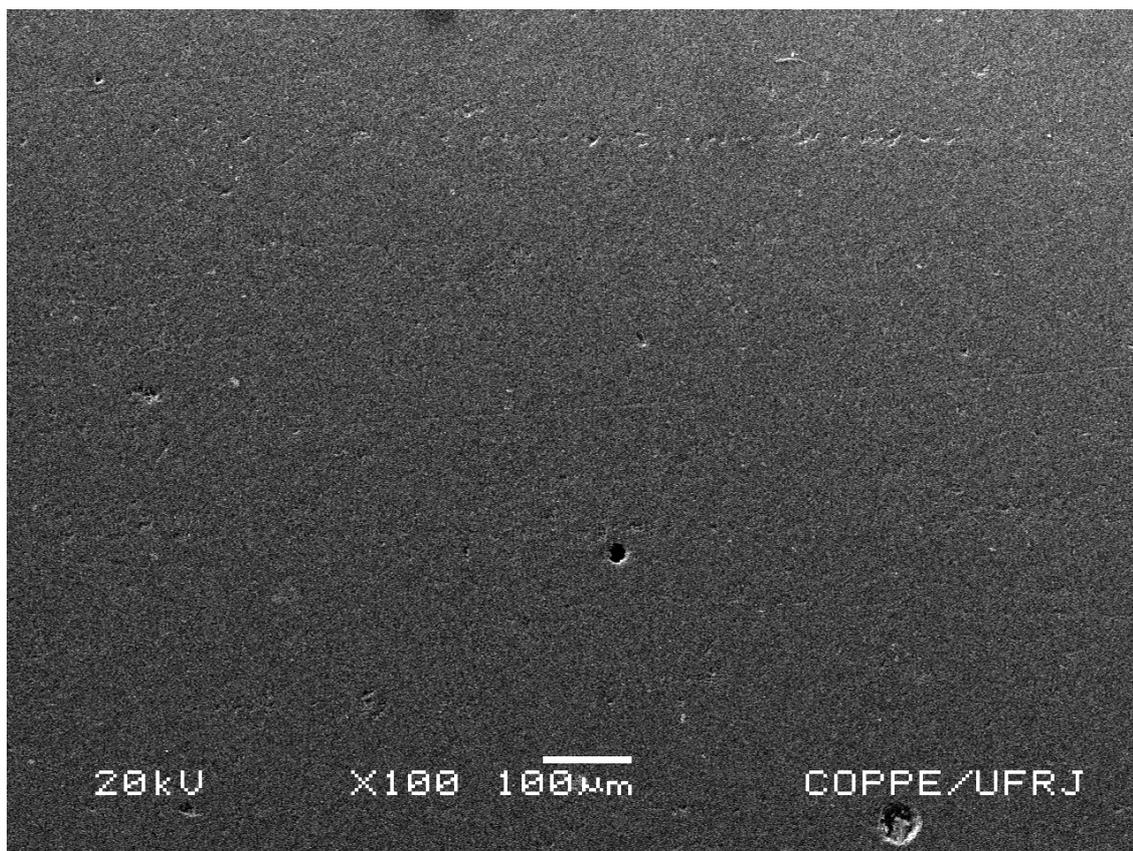
**figura 35-** Microscopia eletrônica de varredura barra de Alpha M (100x)



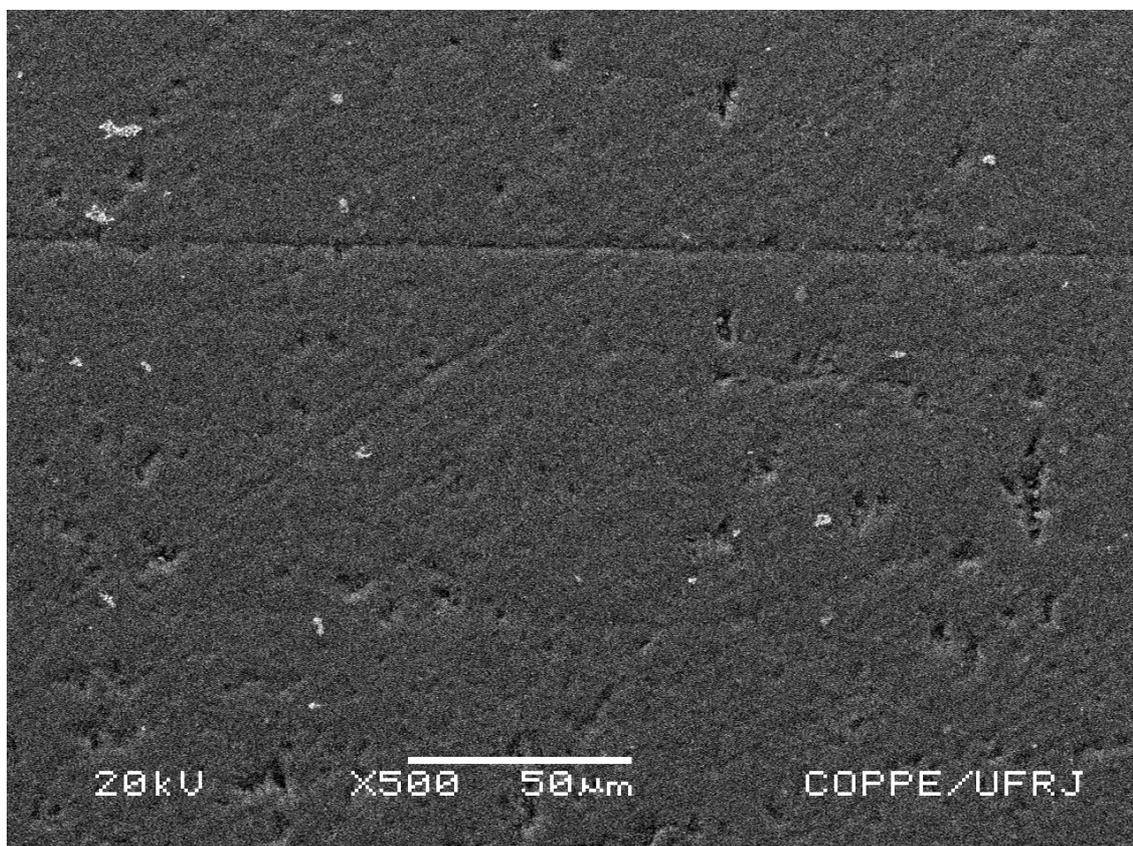
**figura 36-** Microscopia eletrônica de varredura barra de Alpha M (500x)



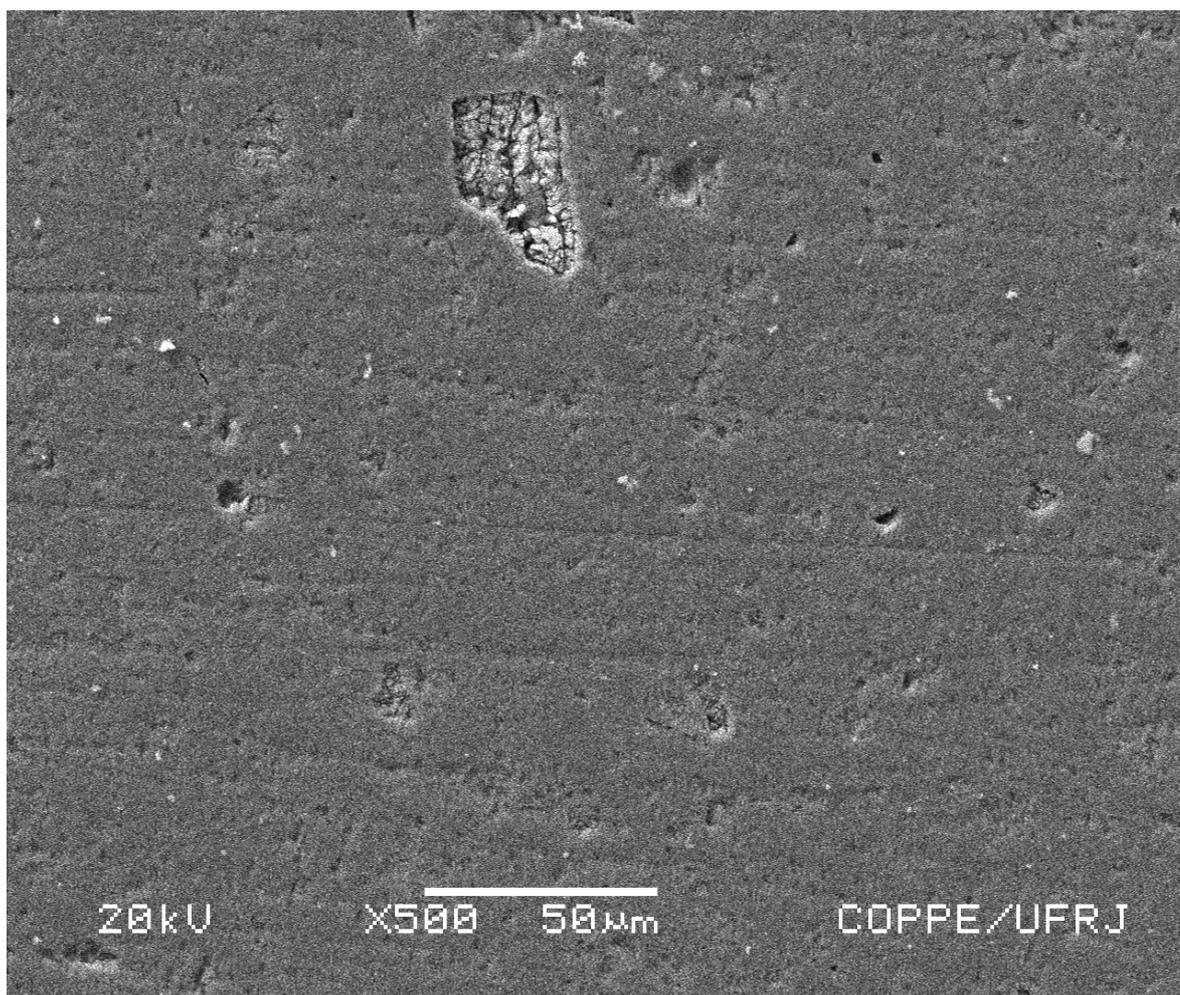
**figura 37-** Microscopia eletrônica de varredura barra de Alpha M após ataque ácido



**figura 38-** Microscopia eletrônica de varredura barra de Finesse (100x)

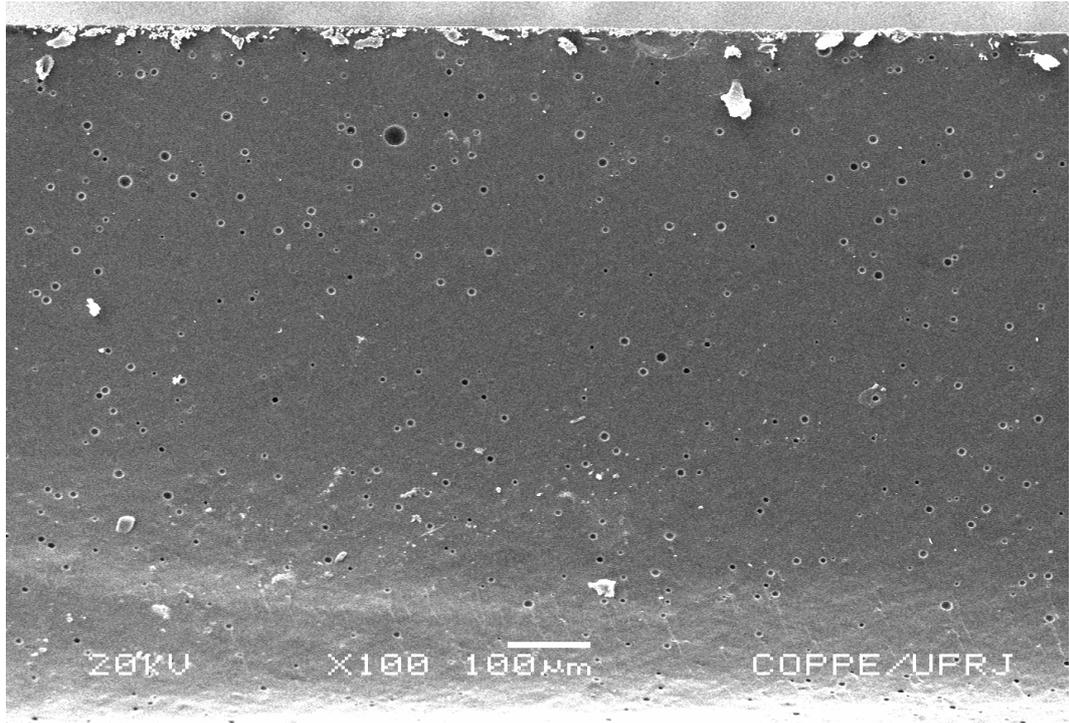


**figura 39-** Microscopia eletrônica de varredura barra de Finesse (500x)

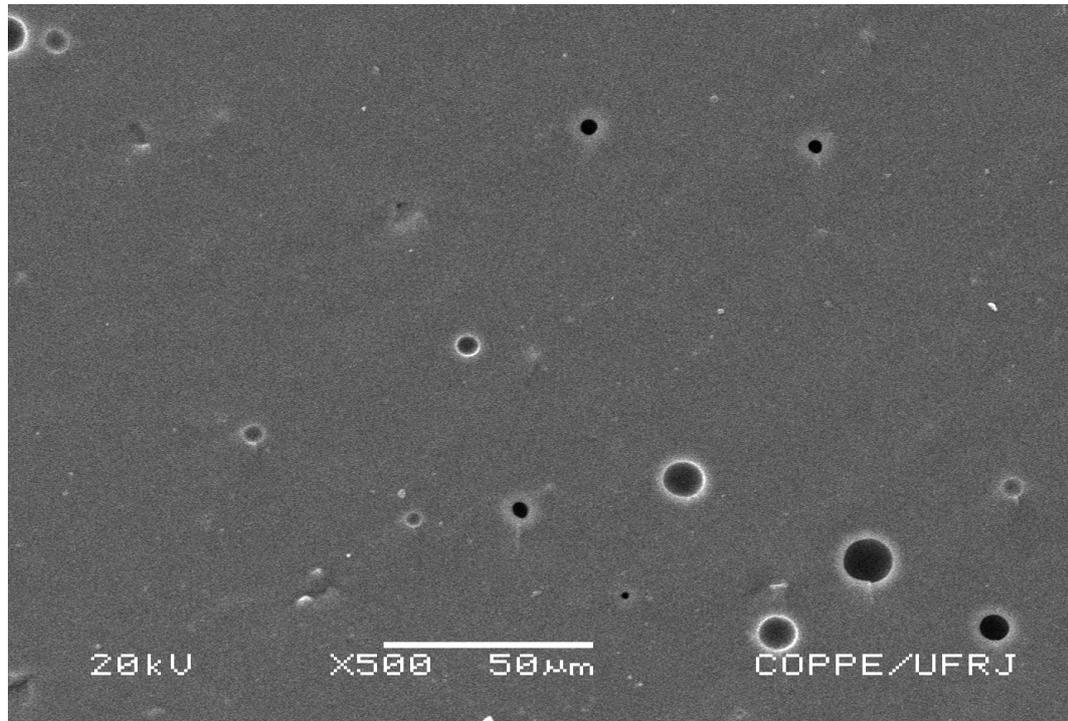


**figura 40-** Microscopia eletrônica de varredura barra de Finesse após ataque ácido

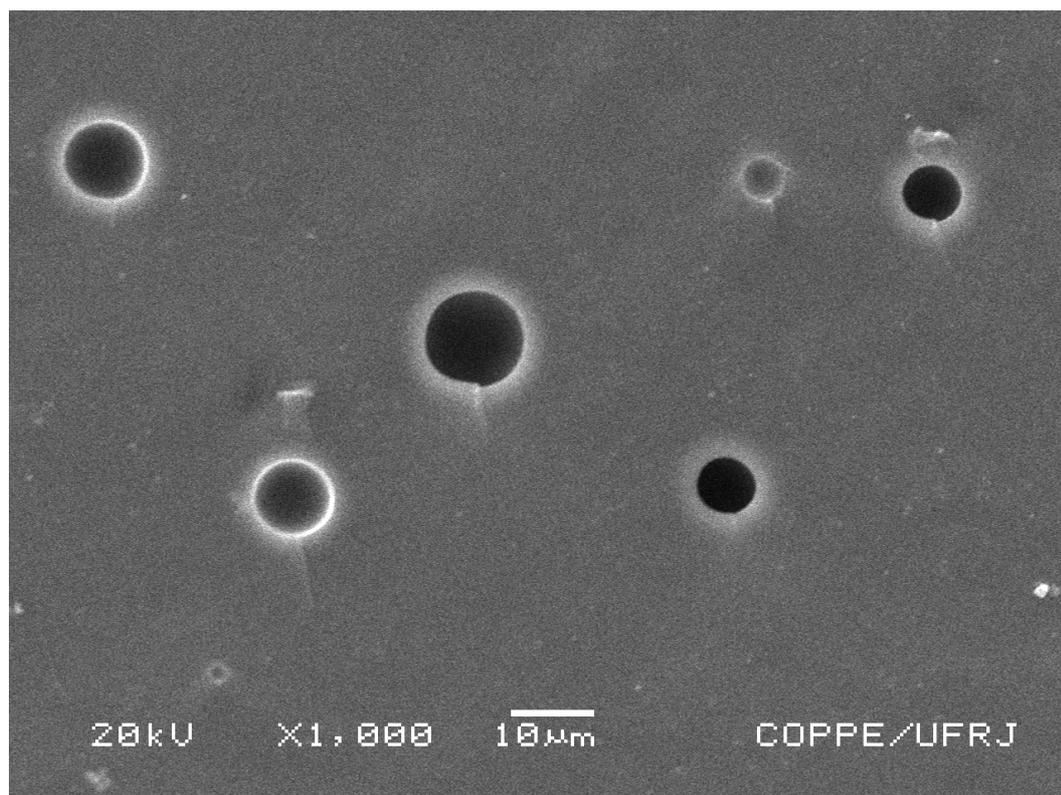
As imagens microscópicas das superfícies de fratura de Alpha após a prensagem podem ser analisadas nas figuras 41 a 43. Foram observadas trincas aparentemente originadas das porosidades e propagando-se em direção comum.



**figura 41-** Fractografia Alpha (100x)



**figura 42-** Fractografia Alpha (500x)



**figura 43-** Fractografia Alpha (1000x)

## 7. DISCUSSÃO

Quando se tratam de cerâmicas reforçadas, há quase uma unanimidade no meio científico de que a distribuição uniforme da fase cristalina, bem como a fração volumétrica, a morfologia e o tamanho dos cristais, são fatores de grande importância, capazes de otimizar as propriedades mecânicas do material (SHAREEF, 1994; CATTELL, 2001; CATTELL, 2005; DRUMMOND, 2000; NAKAMOTO, 1996; LEINFELDER, 2000; ROSENBLUM, 1997; BROCHU, 2002). Componentes de reforço, como por exemplo, os cristais de leucita, quando bem distribuídos pela matriz vítrea, aparentemente minimizam a formação de trincas por servirem como obstáculos à propagação das mesmas (CATTEL, 2001; BEHAM, 1990; CATTELL, 1999; DRUMMOND, 2000). No presente trabalho, no entanto, o grupo Alpha M, composto por barras de uma porcelana feldspática de baixa expansão, sem fase cristalina (Alpha-3), apresentou resultados de resistência à flexão que não diferiram estatisticamente dos obtidos pela barras de Finesse, uma vidrocerâmica com reforço de leucita. Isto pode ser explicado pela diferença de composição das matrizes vítreas dos dois materiais. Por se tratarem de materiais diferentes, provavelmente a matriz vítrea de Finesse é menos resistente que a de Alpha-3, ou seja, sua resistência à flexão deve-se principalmente à fase cristalina, o que justificaria a equivalência dos resultados dos dois materiais. Este resultado também sugere o envolvimento de

algum outro mecanismo, além dos cristais de reforço, que seja importante para a melhora das propriedades mecânicas dos materiais (já que Alpha M não possui fase cristalina). Um possível mecanismo seria a compressão do material no interior do molde durante a injeção. Forças de compressão tendem a fechar ou pelo menos impedir a propagação de fendas e trincas o que, conseqüentemente, aumenta a resistência final da cerâmica (LEINFELDER, 2000).

De acordo com vários estudos, uma outra vantagem do processamento por prensagem a quente seria a capacidade de minimizar defeitos internos presentes nas cerâmicas, como poros e trincas, o que estaria diretamente relacionado ao aumento da resistência deste material (NAKAMOTO, 1996; DRUMMOND, 2000; CATTEL, 2001, DELLA BONA, 2003, GORMAN, 2000). Nas micrografias realizadas neste estudo, pôde-se comparar cada material antes e após a prensagem. Houve redução da quantidade de poros nas barras de Alpha mas não sua completa eliminação. Já as micrografias de Alpha M e Finesse não mostraram nenhuma modificação significativa em relação às porosidades. Como não houve eliminação completa das porosidades em nenhum dos grupos, sugere-se que o aumento da resistência à flexão não se deva exclusivamente a esse fator. Estabelecendo um comparativo entre os resultados da resistência de Alpha e Alpha M, por exemplo, e as micrografias desses mesmos grupos, sugere-se que um fator de grande importância para a melhoria final das propriedades mecânicas seria a obtenção de uma matéria prima pré-injeção (cilindros) já livres de porosidades ou com porosidades reduzidas. Em 1999, Cattell já apontava a forma de fabricação dos cilindros cerâmicos como um importante indicador da origem e do tipo de porosidade do produto final.

Em estudo anterior, Tinschert (2000), determinou a resistência média, o módulo de Weibull e a resistência característica de vários materiais cerâmicos através

de testes uniaxiais de quatro pontos. Foram avaliados, dentre outros materiais, a porcelana feldspática de baixa expansão térmica Vitadur Alpha e a vidrocerâmica reforçada por leucita IPS Empress (similar à Finesse avaliada no presente estudo). Os dois materiais foram processados seguindo a técnica convencional de cada um: Vitadur Alpha pela estratificação por pincéis e espátulas; e IPS Empress por prensagem à quente. Os valores médios de resistência à flexão obtidos foram de 60,7 MPa para Vitadur Alpha e 83,9 MPa para IPS Empress. Em uma comparação de seu estudo com os resultados obtidos por Tinschert (2000), Costa (2003) pôde verificar que, quando a mesma porcelana Vitadur Alpha foi submetida à prensagem a quente, o valor médio de sua resistência à flexão aumentou para 90,96 MPa. Além disso, não foi encontrada diferença estatística entre os valores de resistência dos dois materiais testados: Alpha-3 e Cerpress (similar ao IPS Empress e à Finesse). Pôde-se afirmar então, que a prensagem a quente foi responsável pelo aumento da resistência de Alpha-3. Nos ensaios de resistência à flexão por três pontos realizados por Cattel (1997b), Alpha-3, processada pelo método convencional, apresentou valores médios de 60,9 MPa. Neste estudo, quando o mesmo material foi prensado a quente, seus resultados variaram de 91,4 (Alpha) a 107,6 MPa (Alpha M).

Os resultados obtidos no presente trabalho confirmam o conceito de que as propriedades mecânicas dos materiais cerâmicos não devem ser caracterizadas somente pela média dos valores obtidos em ensaios de resistência à flexão (DRUMMOND, 2000; CATTEL, 2001; BAN, 1990; CATTEL, 1997a; CATTEL, 1997b; CATTEL, 1999; McCabe, 1986; RITTER, 1995). A resistência característica de cada grupo mostrou-se maior que as resistências médias desses mesmos grupos, ratificando que a média pode subestimar a resistência de materiais cerâmicos.

A análise da superfície de fratura (fractografia) é considerada um importante

método de avaliação da falha no campo dos vidros e cerâmicas. A aplicação da fractografia é baseada no princípio de que toda a história de uma fratura está presente na superfície de fratura dos materiais frágeis (MECHOLSKY, 1995; KELLY, 1989; THOMPSON, 1994). Neste estudo, foram observadas trincas nas superfícies de fratura que aparentemente originaram-se das porosidades. Os mesmos resultados foram observados por Della Bona (2003) em seu trabalho. Esses achados confirmam o que já foi relatado em diversos outros estudos: defeitos internos atuam como concentradores de tensão e iniciadores da propagação de trincas (CATTEL, 1999; CATTEL, 1997b; DELLA BONA, 2003; DRUMMOND, 2000; JAGER, 2000, QUINN, 2003).

Diversos estudos apontam o processamento por prensagem a quente como o principal método para a obtenção de uma distribuição mais uniforme da fase cristalina (DRUMMOND, 2000; GORMAN, 2000; DONG, 1992; RICHARDS, 1994; LEINFELDER, 2000; PANNHORST, 1997; ROSENBLUM, 1997). Embora tais estudos relatarem esses resultados, não há um consenso nem uma descrição detalhada da metodologia utilizada para a visualização das imagens dos cristais. Com a metodologia utilizada neste estudo, não ficou clara a identificação da fase cristalina da vidro-cerâmica reforçada por leucita (Finesse).

## 8. CONCLUSÃO

Ao término da presente pesquisa e tendo em vista os resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. É possível processar porcelanas feldspáticas de baixa expansão térmica pela técnica da prensagem a quente
2. A prensagem a quente aumenta a resistência à flexão de porcelanas feldspáticas de baixa expansão térmica a níveis compatíveis com os materiais reforçados com leucita.
3. A prensagem a quente por si só não conseguiu eliminar totalmente as porosidades dos materiais.
4. As barras provenientes de cilindros menos porosos apresentam maior resistência à flexão, o que ressalta a importância da eliminação prévia de defeitos internos e superficiais antes da prensagem a quente.

## 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BAN S., ANUSAVICE K.J., Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. **J. Dent. Res.**, v.69, n.12, p.1791-1799, Dec. 1990.
2. BARREIRO M.M., RIESGO O., VICENTE E. E., Phase identification in dental porcelain for ceramo-metallic restorations. **Dent. Mater.**, v.5, p.51-57, Jan. 1989.
3. BEHAM G., IPS-Empress: A new ceramic technology. **Ivoclar-Vivadent Report**, v.6, p.1-15, 1990.
4. BERGMAN M.A., The clinical performance of ceramic inlays: A review. **Australian Dental Journal**, v.44, n.3, p.157-168, 1999.
5. BOWEN R.L., RODRIGUES M.S., Tensile Strength and Modulus of Elasticity of Tooth and Several Restorative Materials. **J. Dent. Assoc.**, v.64, p.378-387, 1962.
6. BROCHU J.F., EL-MOWAFY O., Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations: A literature review. **J. Can. Dent. Assoc.**, v.68, n.4, p.233-7, 2002.
7. CALLITSER W.D.JR., Structures and properties of ceramics, In: **Materials Science and Engineering**: an Introduction, 5ed., chap.13, New York, U.S.A, 1999.
8. CARTY W.M., SENAPATI U., Porcelain – Raw materials, processing, phase evolution and mechanical behavior. **J. Am. Ceram. Soc.**, v.81, n.1, p.3-20, Jan. 1998.
9. CATTELL M.J., CLARKE R.L., LYNCH E.J. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics- Part II. **J. Dent.**, v.25, n.5, p.409-414, Sep. 1997a.

10. CATTELL M.J., CLARKE R.L., LYNCH E.J. The transverse strength, reliability, and microstructural features of four dental ceramics-Part I. **J. Dent.**, v.25, n.5, p.399-407, Sep. 1997b.
11. CATTELL M.J. et al. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. **Dent. Mater.**, v.17, n.1, p.21-3, 2001.
12. CATTELL M.J. et al, The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. **J. Dent.**, v.27, p.183-196, 1999.
13. CATTELL M.J. et al, The nucleation and crystallization of fine grained leucite glass-ceramics for dental applications. **Dent. Mater.**, p.1-9, 2005.
14. CHEUNG K.C., DARVELL B.W., Sintering of dental porcelain: Effect of time and temperature on appearance and porosity. **Dent. Mater.**, v.18, n.2, p.163-173, mar. 2002.
15. COSTA J.B.F., **Viabilidade de utilização de porcelanas feldspáticas de baixa expansão térmica na confecção de restaurações dentárias por prensagem a quente.** Rio de Janeiro, RJ, 2003. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2003.
16. DELLA BONA A., ANUSAVICE K.J., DeHOFF P.H., Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. **Dent. Mater.**, v.19, p.662-669, 2003.
17. DENRY I.L., Ceramics. In: Craig R.G., Powers J.M., **Restorative Dental Materials**, 11 ed, chapter 18, St. Louis, U.S.A, Mosby Inc., 2002.
18. DENRY I.L., MACKERT JR., HOLLOWAY J.A., Effect of cubic leucite stabilization on the flexural strength of feldspathic dental porcelain. **J. Dent. Res.**, v.75, n.12, p.1928-1935, dec. 1996.
19. DONG J.K. et al, Heat-pressed ceramics: technology and strength. **Int. J. Prosthodont.**, v.5, n.1, p.9-16, 1992.
20. DRUMMOND J.L. et al, Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. **Dent. Mater.**, v.16, n.3, p.226-233, may 2000.

21. EARNSHAW R., SMITH D.C., The Tensile and Compressive Strength of Plaster and Stone. **Aust. Dent. J.**, v.11, p.415-422, 1966.
22. GIORDANO R.A. et al, Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. **J. Prosthet. Dent.**, v.73, n.5, p.411-8, may. 1995.
23. GORMAN C.M., McDEVIT W.E., HILL R.G., Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. **Dent. Mater.**, v.16, n.6, p.389-395, 2000.
24. HOOSHMAND T. et al, XPS analysis of the surface of leucite-reinforced feldspathic ceramics. **Dent. Mater.**, v.17, p.1-6, 2001.
25. International Standards Organisation, **ISO 6872**, p. 1-11, 1984.
26. ISGRÒ G. et al, Thermal dimensional behavior of dental ceramics. **Biomaterials**, v.25, p.2447-2453, 2004.
27. JAGER N., FEILZER A.J., DAVIDSON C.L., The influence of surface roughness on porcelain strength. **Dent. Mater.**, v.16, n.6, p.381-388, nov. 2000.
28. KELLY J.R., CAMPBELL S.D., BOWEN H.K., Fracture surface analysis of dental ceramics. **J. Prosthet. Dent.**, v.62, p.536-41, 1989.
29. KELLY J.R. et al, Fracture surface analysis of dental ceramics : clinically failed restorations. **Int J Prosthodont.**, v.3, n.5, p.430-440, sep. 1990.
30. KELLY J.R., NISHIMURA I., CAMPBELL S.D., Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. **J Prostet. Dent.**, v.75, n.1, p.18-32, jan. 1996.
31. KON M. et al, Effect of leucite crystals on the strength of glassy porcelain. **Dent. Mater.**, v.13, n.2, p.138-147, dec. 1994.
32. KITAZAKI H. et al, Effect of amount of grinding on flexural strength of dental ceramics. **J. Med. Dent. Sci.**, v.48, p.7-13, 2001.
33. LAWN B.R. et al, Materials design in the performance of all-ceramic crowns. **Biomaterials**, v.25, p.2885-2892, 2004.
34. LEINFELDER K.F., Porcelain esthetics for the 21<sup>st</sup> century. **JADA**, v.131, p.47-51, jun. 2000.
35. LUTHY H. et al, Effects of veneering and glazing on the strength of heat-pressed ceramics. **Schweiz Monatschr Zahnmed**, v.103, n.10, p.1257-1260, 1993.

36. MACKERT J.R., RUSSEL C.M., Leucite crystallization during processing of a heat-pressed dental ceramic. **Int. J. Prosthodont.**, v.9, n.3, p.261-265, jun. 1996.
37. MACKERT J.R. et al, Evidence of a critical leucite particle size for microcracking in dental porcelains. **J. Dent. Res.**, v.80, n.6, p.1574-1579, jun. 2001.
38. McCABE J.F., CARRICK T.E., A statistical approach to the mechanical testing of dental materials. **Dent. Mater.**, v.2, n.4, p.139-142, aug. 1986.
39. McLEAN J.W., Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **J. Prostet. Dent.**, v.85, n.1, p.61-66, jan. 2001.
40. McLEAN J.W., The Alumina reinforced porcelain jacket crown. **J. Am. Dent. Assoc.**, v.75, n.3, p.621-628, sep. 1967.
41. McPHEE E.R., Hot compressed porcelain process for ceramo-metal restorations. In : Henry N. editor, **Dental porcelain** : the state of the art, Los Angeles, CA : Yamada, School of Dentistry, 1997.
42. MECHOLSKY Jr. J.J., Fractography: determining the sites of fracture initiation. **Dent. Mater.**, v.11, p.113-6, 1995.
43. NAKAMOTO H. et al, Microstructure of etched IPS Empress heat-pressed ceramics observed by SEM. **J. Nihon Univ. Sch.**, v.9, n.3, p.261-265, may-jun. 1996.
44. OILO G., Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. **Acta Odontol. Scand.**, v.46, n.5, p.313-322, oct. 1988.
45. PAGANI C., MIRANDA C.B., BOTTINO M.C., Relative fracture toughness of different dental ceramics. **J. Appl. Oral Sci.**, v.11, n.1, p.69-75, 2003.
46. PANNHORST W., Glass ceramics: state-of-the-art. **Journal of Non-Crystalline Solids**, v.219, p.198-204, 1997.
47. PICHE P.W. et al, Leucite content of selected dental porcelains. **J. Biomed. Mater. Res.**, v.28, n.5, p.603-609, may 1994.
48. POWERS J.M., FARAH J.M., CRAIG R.G., Modulus of Elasticity and Strength Properties of Dental Cements. **J. Am. Dent. Assoc.** v.92, p.580-591, 1976.

49. QUINN J.B., SUNDAR V., LLOYD I.K., Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. **Dent. Mater.**, v.19, p.603-611, 2003.
50. RICHARDS M.W., KELLY J.R., Indentation-strength of unpressed and pressed Empress disks. **J. Dent. Res.**, v.73, p.191, 1994.
51. RING M.E., **Dentistry: an Illustrated History**, New York, HN: Abrams, 1985
52. RITTER J.E., Predicting lifetimes of materials and material structures. **Dent. Mater.**, v.11, p.142-146, mar. 1995.
53. RIZKALLA A.S., JONES D.W., Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. **Dent. Mater.**, v.20, p.198-206, 2004.
54. ROSENBLUM M.A., SCHULMAN A., A review of all-ceramic restorations. **JADA**, v.128, p.29, mar. 1997.
55. SEGHI R.R., DAHER T., CAPUTO A, Relative flexural strength of dental restorative ceramics. **Dent. Mater.**, v.6, n.3, p.181-184, jul. 1990.
56. SEGHI R.R., SORENSEN J. A., Relative flexural strength of six new ceramic materials. **Int. J. Prosthodont.**, v.8, n.3, p.239-246, may-jun. 1995.
57. SHAREEF M.Y. et al, The effect of microstructural features on the biaxial flexural strength of reinforced glass ceramics. **J. Mater. Sci.: Mater. Med.**, n.5, p.113-118, 1994.
58. THOMPSON V.P. et al, Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. **J. Dent. Res.**, v.73, p.1824-32, 1994.
59. THOMPSON V.P., REKOW D.E., Dental ceramics and the molar crown testing ground. **J. Appl. Oral Sci.**, v.12, p.26-36, 2004.
60. TINSCHERT J. et al, Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. **J. Dent.**, v.28, n.7, p.529-535, sep. 2000.
61. TOUATI B., MIARA P., NATHANSON D., Current Ceramic Systems. In : **Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations**, 1 ed., chapter 3, London, U. K., Martin Dunitz Ltd, 1999.

62. WANG H. et al, Influence of test methods on fracture toughness of a dental porcelain and a soda lime glass. **J. Am. Ceram. Soc.**, v.88, n.10, p.2868-2873, 2005.
63. WEINSTEIN M., KATZ S., WEINSTEIN A.B., Fused porcelain-to-metal teeth. **U.S. Patent 3, 052, 982**, 1962.
64. WILLIAMS P. D., SMITH D. C., Measurement of the Tensile Strength of Dental Restorative Materials by use of a Diametral Compression Test. **J. Dent. Res.**, v.50, p.436-442, 1971.
65. ZENG K., ODEN A., ROWCLIFFE D., Flexure tests on dental ceramics. **Int. J. Prosthodont.**, v.9, n.5, p.434-439, sep-oct. 1996.

# Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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