

DESENVOLVIMENTO DE COMPÓSITO CERÂMICO DE MICA MOSCOVITA
ATRAVÉS DA TÉCNICA DE BARBOTINA EM MODELO DE GESSO.

Odirley Cavalli dos Santos

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica e de Materiais, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Rio de Janeiro

Março de 2012

DESENVOLVIMENTO DE COMPÓSITO CERÂMICO DE MICA MOSCOVITA
ATRAVÉS DA TÉCNICA DE BARBOTINA EM MODELO DE GESSO.

Odirley Cavalli dos Santos

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE)
DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Examinada por:

Prof. Luiz Carlos Pereira, D.Sc..

Prof^ª. Rossana Mara da Silva Moreira Thiré, D.Sc.

Prof. Fernando Pereira Duda, D.Sc.

Prof. Hélio Rodrigues Sampaio Filho, D.Sc.

Dr. Vinicius Bemfica Barreira Pinto, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL.

MARÇO DE 2012

Santos, Odirley Cavalli dos

Desenvolvimento de compósito cerâmico de Mica Moscovita através da técnica de barbotina em modelo de gesso/ Odirley Cavalli dos Santos – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

XV, 98 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2012.

Referencias Bibliográficas: p. 95-98.

1. Mica Moscovita 2. Desenvolvimento 3. Compósito Cerâmico 4.Barbotina. 5. Modelo de gesso. 6 coroa protética.
I. Pereira, Luiz Carlos. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais. III. Título.

AGRADECIMENTOS

A Deus, alfa e ômega, o principio e o fim, obrigado por me dar força em minha caminhada.

A minha amada noiva Paula, fonte infinita de amor, pela compreensão e apoio nos momentos que mais precisei.

A minha família, que sempre esteve ao meu lado me dando força das mais variadas formas.

Ao Prof. Tsuneharu Ogasawara, em memória, pela confiança depositada, orientação e amizade durante grande parte do mestrado. Seus ensinamentos jamais serão esquecidos.

Ao Prof. Luiz Carlos Pereira pela confiança depositada, orientação e amizade durante o fim do mestrado. O seu apoio e incentivo foram fundamentais para a elaboração e conclusão desta dissertação.

Ao Pesquisador Vinicius Bemfica Barreira Pinto que contribuiu para a elaboração dos testes e correção da minha proposta de dissertação, além de se colocar a disposição para esclarecer qualquer tipo de dúvida para a confecção da mesma.

Aos técnicos: Rodrigo Xavier, Nelson Souza Aguiar, Oswaldo Pires Filho do Laboratório de caracterização de materiais do PEMM, que me ajudaram na preparação e análise do material.

Aos funcionários da secretaria do PEMM: Francisco de Assis Lima de Souza Junior e Elias Xavier Pereira, sempre solícitos em minhas requisições.

Aos meus amigos, Edilberto Sanches, Emilena, George Gilberto, pelo apoio e ajuda na elaboração deste trabalho.

Ao Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, PEMM/COPPE/UFRJ, que me possibilitou elaborar esta dissertação.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

DESENVOLVIMENTO DE COMPÓSITO CERÂMICO DE MICA MOSCOVITA
ATRAVÉS DA TÉCNICA DE BARBOTINA EM MODELO DE GESSO.

Odirley Cavalli dos Santos

Março/2012

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

Este trabalho consistiu no desenvolvimento de um compósito cerâmico que possa ser aplicado em um modelo de gesso em forma de infraestrutura de coroas protéticas através da técnica de barbotina. Este compósito fez uso da mica moscovita, material nacional e de baixo custo.

Foram feitas análises de Microscopia Ótica e Eletrônica de Varredura (MEV); Difração de RX e Dureza Vickers. Tais resultados revelaram a presença de leucita e mica nas temperaturas de sinterização escolhidas de 850°C, 950°C e 1050°C. Foram aplicados testes estatísticos para determinação de melhor temperatura de ciclo térmico. Este material também foi caracterizado quanto à infiltração com vidro e aplicação da porcelana de cobertura.

Estes estudos evidenciaram que é possível a confecção de uma infraestrutura para coroas protéticas com o produto nacional quando processadas em temperaturas e tempos de sinterização especificados, conseguindo-se uma adequada adaptação ao modelo mestre e que apresenta apropriada coloração após aplicação da porcelana de cobertura.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

THE DEVELOPMENT OF MUSCOVITE MICA'S COMPOSITE CERAMIC BY
SLIP'S TECHNIQUE OF PLASTER MODEL

Odirley Cavalli dos Santos

March/2012

Advisor: Luiz Carlos Pereira

Department: Metallurgical and Materials Engineering

This article consisted on the development of a ceramic composite which can be applied in a plaster model in the form of structure prosthetic crowns, by slip's technique. This composite used muscovite mica, a national and inexpensive material.

Analyses were made by Scanning Electron Microscopy; X – Ray Diffraction; Vickers Hardness. The results showed the presence of leucite and mica at the chosen synthesis temperatures of 850° C, 950° C and 1050° C. Statistical tests were done to define the best temperature of the thermal cycle. Characterizations of infiltration with glass and porcelain applications coverage were also done.

It became evident that it is possible to create an infrastructure for prosthetic crowns with a national and inexpensive product when they are process in temperatures and time of sintering specified, achieving an adaptation to the model in which presents an appropriate staining after the application of the porcelain coverage.

ÍNDICE

1- INTRODUÇÃO	1
2-REVISÃO DA LITERATURA.....	4
2.1 Evoluções das cerâmicas odontológicas.....	4
2.2 Cerâmicas feldspáticas	7
2.3 Mica moscovita	12
2.4 Principios de reabilitação oral	14
2.5 Uso da técnica de barbotina em molde de gesso	16
2.6 Propriedades Mecânicas	22
2.7 Dureza dos materiais cerâmicos	23
3-OBJETIVOS.....	27
4- MATERIAIS E MÉTODOS	28
4.1-Produções das fritas de compósito de vitrocerâmica-mica moscovita	32
4.1.1 Mica Moscovita.....	32
4.1.1.1 Origem e composição química.....	32
4.1.1.2 Peneiramento.....	32
4.1.2 Feldspatos e Minerais.....	32
4.1.2.1 Origem e composição química.....	32
4.1.2.2 Fusão para obtenção da frita.....	34
4.1.2.3 Vitrificação da frita.....	34
4.1.2.4 Remoção da frita do cadinho.....	35
4.1.2.5 Moagem e peneiramento.....	36
4.1.3 Obtenção do compósito de vitrocerâmica- mica moscovita.....	37
4.1.3.1 Mistura dos materiais e adição do ligante.....	37
4.2- Obtenção do compósito mica moscovita-frita e sua caracterização.....	38
4.2.1 Confeção de corpos de prova.....	38
4.2.2 Avaliação da contração do material compósito.....	40
4.2.2.1 Infiltração do material compósito.....	41
4.2.2.2 Porosidade superficial e análise por dispersão de energia (EDS).....	43
4.2.3 Ensaio de dureza.....	43
4.2.4 Difração de Raios - X do compósito cerâmico de mica moscovita.....	45
4.3. Confeção do modelo de gesso.	45

4.3.1	Preparação do modelo de gesso.....	45
4.3.2	Aplicação do material espaçador e barbotina.....	46
4.4	Aplicação da barbotina.....	46
4.4.1	Tratamentos térmicos.....	48
4.4.2	Infiltração com vidro.....	49
4.5	Controle da qualidade da infraestrutura(casquete) para coroas proteticas.....	50
4.5.1	Contração.....	50
4.5.2	Falha/trinca.....	50
4.5.3	Obtenção da coroa protética na forma final.....	51
5-	APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....	52
5.1	Barbotina-qualificação.....	52
5.2	Corpos de Prova – Barras.....	52
5.2.1	Contração.....	52
5.2.2	Análise em MEV: avaliação da porosidade e microanálise por R-X.....	61
5.2.3	Testes de dureza.....	72
5.2.4	Difração de RX do compósito cerâmico de mica moscovita.....	73
5.3	Infraestruturas / casquete: mica 20% - temperaturas de patamar diferentes.....	76
5.3.1	Infiltrações com vidro.....	77
5.4	Controles da qualidade da infraestrutura para coroas protéticas.....	77
5.4.1	Contração.....	77
5.4.2	Falha (trinca) e infiltração com vidro.....	79
5.4.3	Obtenção da coroa protética na forma final.....	81
6-	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	85
6.1	Barbotina - qualificação.....	85
6.2	Corpos de Prova – Barras.....	85
6.2.1	Contração.....	85
6.2.2	Análise em MEV: avaliação da porosidade e microanálise por R-X.....	86
6.2.3	Testes de dureza.....	87
6.2.4	Difração de RX do compósito cerâmico de mica moscovita.....	87
6.3	Infraestruturas / casquete: mica 20% - temperaturas de patamar diferentes.....	88
6.3.1	Infiltrações com vidro.....	90

6.4 Controles da qualidade da infraestrutura para coroas protéticas.....	91
6.4.1 Contração.....	91
6.4.2 Falha/trinca.....	91
6.4.3 Obtenção da coroa protética na forma final.....	92
7-CONCLUSÕES.....	93
8- SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	94
9-REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	95

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diagrama de equilíbrio ternário $\text{SiO}_2 - \text{Al}_2\text{O}_3 - \text{K}_2\text{O}$	8
Figura 2 - Sequencia para reabilitação oral.....	15
Figura 3 - Penetrador Vickers.....	25
Figura 4 – Fluxogramas de processo (1, 2 e 3).....	31
Figura 5 - Feldspatos e outros minerais brasileiros usados para a obtenção de vitrocerâmica.....	33
Figura 6 - Forno utilizado para fusão da vitrocerâmica.....	34
Figura 7 - Fundição de vidro-cerâmica feldspática (vista superior).....	35
Figura 8 - Vidro-cerâmica depois de retirada do cadinho (vista lateral).....	35
Figura 9 - Triturador manual utilizado para diminuição de granulometria da vitrocerâmica.....	36
Figura 10 - Moinho para obtenção de frita e mica com granulometria abaixo de $45\mu\text{m}$ A-vista lateral, B-vista superior).....	36
Figura 11 - Vitrocerâmica na peneira de aço inox de 325 malhas para obtenção de granulometria de $45\mu\text{m}$	37
Figura 12 - Obtenção de vitrocerâmica e mica com granulometria abaixo de $45\mu\text{m}$	37
Figura 13 – Moldes de silicone e barras.....	39
Figura 14 - Moldes com revestimento e barras prontas.....	40
Figura 15- Gráfico dos ciclos termicos.....	40
Figura 16 – (a) Barras de compósito cerâmico (mica moscovita 20%) com infiltração do produto de vitrificação In Ceram Spinel®. (b) Após o processo de vitrificação.....	42
Figura 17 – Gráfico dos ciclos térmicos pra infiltração com vidro.....	42
Figura 18 - A- Equipamento de preparação das amostras (lixamento / polimento) DP-10 (Panambra®); B - Barras de compósito cerâmico, embutidas após as etapas de lixamento / polimento.....	43
Figura 19- Microdurômetro da marca Leitz Durimet 2® (PEMM/COPPE/UFRJ).....	44
Figura 20 - Exemplo de uma das endentações realizadas.....	45
Figura 21 - Modelos de gesso: após ser retirado da matriz.....	47
Figura 22– Comparação dos modelos.....	47
Figura 23 – Modelos de gesso com barbotina colocados no forno Vita in ceram®.....	49

Figura 24 – Modelos de gesso após sinterização da vitrocerâmica no forno in ceram®.....	49
Figura 25- Gráfico contração x temperatura compósito cerâmico com 10% de Mica....	54
Figura 26 - Histograma contração x temperatura compósito cerâmico com 10% de Mica.....	55
Figura 27- Gráfico contração x temperatura compósito cerâmico com 20% de Mica.....	56
Figura 28 - Histograma contração x temperatura compósito cerâmico com 20% de Mica.....	57
Figura 29- Gráfico contração x temperatura compósito cerâmico de Mica moscovita com temperatura de 950°C com % de 0;10 e 20.....	58
Figura 30 - Histograma contração x temperatura compósito cerâmico de Mica moscovita com temperatura de 950°C.....	59
Figura 31 – Barras de gesso da marca Dental Gilvest HS® com compósito cerâmico de mica moscovita de diferentes lotes, notar que ambos estão com as mesmas dimensões.....	60
Figura 32 – Barras de gesso da marca Dental Gilvest HS® com compósito cerâmico de mica moscovita.....	61
Figura 33- Micrografia eletrônica com 100x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C.....	62
Figura 34 - Micrografia eletrônica com 100x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C.....	62
Figura 35 - Micrografia eletrônica com 500x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C.....	63
Figura 36 - Micrografia eletrônica com 500x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C.....	63
Figura 37 - Micrografia eletrônica com 1000x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.....	64
Figura 38 - Micrografia eletrônica com 1000x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C, com infiltração de vidro da marca in	

ceram spinel®.....	64
Figura 39 - Micrografia eletrônica com 1000x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.....	65
Figura 40- Micrografia eletrônica com 3000x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C.....	65
Figura 41- Micrografia eletrônica com 3000x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C.....	66
Figura 42- Micrografia eletrônica e EDS do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C.....	66
Figura 43- Micrografia eletrônica e EDS do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C.....	67
Figura 44- Micrografia eletrônica e EDS no ponto 1 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.....	67
Figura 45 - EDS no ponto 2 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.....	68
Figura 46 - EDS no ponto 3 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel.....	68
Figura 47 - Micrografia eletrônica de varredura e EDS no ponto 1 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.....	69
Figura 48- EDS no ponto 2 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.....	69
Figura 49 - EDS no ponto 3 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.....	70
Figura 50 - EDS no ponto 4 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.....	70
Figura 51- Micrografia eletrônica com aumento de 500X do Compósito cerâmico de mica moscovita 20% sinterizado a 850°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel® e seu respectivo EDS.....	71

Figura 52- Micrografia eletrônica com aumento de 500X Compósito cerâmico de mica moscovita 20% sinterizado a 950°C. com infiltração de vidro da marca in ceram spinel® e seu respectivo EDS.....	72
Figura 53 - Difratoograma de raios-X para blocos de frita de vidro + 20% de mica moscovita sinterizados em temperatura de 850°C. (L- Leucita; M- Mica moscovita)....	73
Figura 54 - Difratoograma de raios-X para blocos de frita de vidro + 20% de mica moscovita sinterizados em temperatura de 950°C. (L- Leucita; M- Mica moscovita)....	74
Figura 55 - Difratoograma de raios-X para blocos de frita de vidro + 20% de mica moscovita sinterizados em temperatura de 850°C e 950°C. (L- Leucita; M- Mica moscovita).....	75
Figura 56- A- Infraestrutura posicionada no modelo mestre; B- Infraestrutura e modelo mestre posicionados no troquel mestre, vista anterior. C- Infraestrutura e modelo mestre posicionados no troquel mestre, vista posterior.....	76
Figura 57- Infraestrutura sinterizada a de compósito cerâmico de mica moscovita com 20% e temperatura de patamar de 850°C posicionada no modelo mestre.....	76
Figura 58- Exemplo de sucesso da infiltração com vidro na infraestrutura ocorrido nos lotes 1 e 2B.....	77
Figura 59-Exemplo da fratura na infraestrutura com ciclo térmico de temperatura de patamar de 1050°C.....	79
Figura 60- Infraestrutura, do lote 2A em que ocorreram trincas.....	83
Figura 61 – Infraestrutura com e sem trincas realizada com ciclo térmico de 950°C, vista lateral e anterior.....	81
Figura 62 - Infraestrutura e sequencia de queimas de porcelana de cobertura.....	82
Figura 63- Modelo mestre com a infraestrutura de compósito cerâmico de mica moscovita com 20% e sinterizado a temperatura de 950°C com porcelana de cobertura a 800°C.....	82
Figura 64- Modelo mestre com a infraestrutura no troquel após terceira queima e aplicação de glaze, em vista anterior.....	83
Figura 65 - Modelo mestre com a infraestrutura.....	83
Figura 66- Coroa protética de porcelana com infraestrutura de compósito cerâmico de mica moscovita a 20% que foi sinterizada a 850°C.....	84

LISTA DE TABELAS

Tabela I - Principais características e indicações dos diferentes sistemas cerâmicos.....	3
Tabela II - Materiais necessários para produção da frita e suas respectivas quantidades (peso e %)	33
Tabela III - Principais características do gesso da marca Dental Gilvest HS®	38
Tabela IV - Medidas de contração das barras em função da temperatura e teor de mica moscovita no compósito cerâmico.....	53
Tabela V- Teste de Tukey para barras de compósito cerâmico com 10% de Mica.....	55
Tabela VI - Teste de Tukey para barras de compósito cerâmico com 20% de Mica.....	57
Tabela VII- Teste de Tukey para barras de compósito cerâmico em temperatura de 950 com 0; 10 e 20% de Mica.....	59
Tabela VIII - Média dos valores de dureza Vickers e seus respectivos desvios padrão.	72
Tabela IX-Legenda para tabela X.....	78
Tabela X - Demonstração dos resultados de contração.....	78
Tabela XI-Legenda para tabela XII.....	80
Tabela XII- Demonstração dos resultados de Falha (trinca) e infiltração com vidro.....	80

LISTA DE QUADROS

- Quadro 1 - Fabricação do modelo.....17
- Quadro 2 - Preparação para duplicação – Retoque.....17
- Quadro 3 - Aplicação de verniz interespaçador.....17
- Quadro 4 – Duplicação.....18
- Quadro 5 – Separação.....18
- Quadro 6 - Espatulação do material da Matriz/Gesso Especial.....18
- Quadro 7 - Desmoldagem – Preparação para a aplicação da barbotina.....19
- Quadro 8 - Alisamento da matriz.....19
- Quadro 9 - Margem da preparação.....19
- Quadro 10 - Aplicação de gel isolante.....19
- Quadro 11 - Fabricação da barbotina.....20
- Quadro 12 - Vazamento da barbotina dentro de uma taça plástica de mistura.....20
- Quadro 13 - Aplicação da barbotina.....21
- Quadro 14 - Projeto da subestrutura.....21

1- INTRODUÇÃO

Cerâmicas odontológicas são compostas de metais (como alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, estanho, titânio e zircônio) e não metais (como silício, boro, flúor e oxigênio) que podem ser utilizados como um componente de infraestrutura bem como estruturas mais complexas de ponte - fixa. As cerâmicas odontológicas são formuladas para que tenham uma ou mais das seguintes propriedades (ANUSAVICE, 2000):

1-Fusibilidade;

2-Moldabilidade;

3-Passíveis de serem injetadas;

4-Cor;

5-Opacidade;

6-Translucidez;

7-Passíveis de serem torneadas;

8-Resistência à abrasão;

9-Resistência a compressão;

10- Tenacidade.

A odontologia evolui não só em novas técnicas como também no desenvolvimento e aplicação de novos materiais. Dentre estes, as cerâmicas odontológicas que são conhecidas por seu alto grau de mimetismo com o dente humano, no que diz respeito à cor, textura e forma. Com a crescente procura de melhorias estética dos elementos dentários por parte dos pacientes, as restaurações de cerâmica pura tornaram-se um fator importante na odontologia contemporânea (ROSENSTIEL, 2002).

Dentre os vários grupos de porcelanas que são usadas em odontologia, destacam-se as porcelanas feldspáticas, que são cerâmicas composta por uma matriz de vidro e

uma ou mais fases cristalinas. Uma fase cristalina importante é a leucita que é empregada na criação de porcelanas de alta expansão. (ANUSAVICE, 2000)

As porcelanas feldspáticas são as que possuem melhores propriedades ópticas no que dizem respeito à coloração para dentes anteriores. Porém são porcelanas frágeis, mesmo as que têm leucita em sua composição (fragmentam-se facilmente). Assim deve-se ter adequados critérios de avaliação quanto ao material mais adequado para cada caso. Em decorrência, pode-se lançar mão de infraestruturas fabricadas a partir de materiais diferentes: metais ou porcelanas, como aquelas do sistema In-Ceram. Porém o primeiro sistema (metal), ainda que apresente excelente resistência mecânica como infraestrutura, tende a resultar em coloração que dificultam a escolha das porcelanas de cobertura, principalmente quando usado em dentes anteriores. Este material é o mais utilizado para dentes posteriores. No caso das porcelanas, os inconvenientes são: sistema de fabricação apresenta elevado custo e as propriedades mecânicas e de tenacidade à fratura podem ser críticas quando se trata de restauração de dentes submetidos à cargas elevadas. Assim para que se possam aperfeiçoar as cerâmicas a base de feldspato faz-se necessário o desenvolvimento de novos materiais e sistemas de fabricação que possibilitem a obtenção coroas de resistência mecânica e tenacidade adequadas, como também possa ser obtido o mimetismo do material aos dentes do paciente, além de um custo viável em reabilitações orais. (MEZZOMO, 2006).

A Tabela I abaixo apresenta as principais características e indicações dos diferentes sistemas cerâmicos disponíveis comercialmente.

Tabela I - Principais características e indicações dos diferentes sistemas cerâmicos.
(GOMES, 20008)

Sistema cerâmico	Nome comercial	Material do núcleo	Resistência à flexão (MPa)	Indicação
Cerâmica Feldspática	---	Feldspato com adição de leucita	46,4-66,7	Coroa unitária anterior e posterior e ponte fixa parcial.
Cerâmica de Fundição	Dicor	Vidro contendo 45% de cristais de mica tetrasilica com flúor	90-120	Coroa unitária anterior e posterior.
Sistema cerâmico prensado	IPS Empress I	Cerâmica vítrea reforçada por leucita	97-180	Coroa unitária anterior e posterior.
Sistema cerâmico prensado	IPS Empress II	Dissilicato de lítio	300-400	Coroa unitária anterior e posterior, ponte fixa parcial de 3 elementos (até 2º PM).
Sistema cerâmico infiltrado	In-Ceram Alumina	Cerâmica vítrea infiltrada por alumina	236-600	Coroa unitária anterior e posterior, ponte fixa parcial de 3 elementos (incisivo central a canino).
Sistema cerâmico infiltrado	In-Ceram Zircônia	Cerâmica vítrea infiltrada por alumina e partículas estabilizadoras de zircônia	421-800	Coroa unitária posterior sobre dentes naturais ou implante, ponte fixa parcial posterior de 3 elementos.
Sistema cerâmico infiltrado	In-Ceram Spinel	Cerâmica vítrea infiltrada por aluminato de magnésio	280-380	Coroa unitária anterior,
Sistema cerâmico fresado	Procera AllCeram	Alumina pura densamente sinterizada	487-699	Coroa unitária anterior e posterior, ponte fixa parcial de 3 elementos (até 1º molar),.

Desta forma, o presente trabalho tem por objetivo o desenvolvimento de novos materiais cerâmicos para serem usados como infraestrutura de coroas de porcelana para dentes anteriores feitos a partir de compósito de mica moscovita-vidro feldspático leucítico. A mica moscovita é um silicato hidratado de potássio que tem a propriedade de aumentar a resistência à flexão e a tenacidade das porcelanas feldspáticas. Além disso, trata-se de um material fabricado a partir de matéria prima brasileira, podendo alcançar custos menores quando comparados com os produtos atualmente em uso (UNO, 1993).

2-REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Evoluções das cerâmicas odontológicas.

A origem das cerâmicas confunde-se com a história da civilização. Dados encontrados há quase 13 mil anos mostram evidências dos primeiros indícios de cerâmica nas escavações do Vale do Nilo, Egito. A palavra grega *keramos* significa argila. A argila tem seus ancestrais nos primeiros potes de barro que eram cozidos ao sol, rudimentares, altamente suscetíveis à fratura, porosos, longe da perfeição. Na tentativa de melhorar essa condição, diversos elementos foram adicionados e as técnicas foram aperfeiçoadas, resultando em três tipos básicos de materiais cerâmicos:

“1. Barro cozido: queimado em temperaturas relativamente baixas resultando em um material extremamente poroso;

2. Louça: surgiu na China por volta de 100 a.C. queimada em altas temperaturas resultando em um material impermeável e pesado;

3. Porcelana ou cerâmica: desenvolvida na China por volta de 1.000 d.C. material branco, translúcido e muito mais resistente. “(SANTOS, 2008).

A China já dominava a tecnologia da arte em cerâmica, a qual apresentava estrutura interna firme e cor muito branca, chegando à Europa apenas no século XII

onde ficou conhecida como “louças de mesa”. A partir de então, muito esforço por parte dos europeus foi dispensado a fim de copiar a composição da porcelana chinesa.

Foi através da expedição de MARCO POLO à China e do seu retorno à Florença em 1295, que a Europa conheceu a beleza da verdadeira porcelana. O segredo de sua fabricação foi obtido por um dos primeiros exemplos de espionagem industrial, que confeccionavam a cerâmica a partir de três componentes básicos: caulim (argila chinesa), sílica (quartzo) e feldspato (mistura de silicatos de alumínio, potássio e sódio). Um padre jesuíta chamado D'ENTRECOLLES ganhou a confiança dos ceramistas chineses e aprendeu o segredo em 1717. Assim, em 1720 os europeus desenvolveram uma porcelana fina e translúcida comparável à porcelana chinesa, composta por feldspato e óxido de cálcio como fundente, sendo que a queima era realizada em alta temperatura. Em menos de sessenta anos após esta revelação a porcelana foi utilizada pela primeira vez como um material restaurador dental. (MIRANDA, 2005).

Em 1728 PIERRE FAUCHARD, um dentista francês conhecido como o "pai da Odontologia moderna", foi o primeiro a sugerir o uso da porcelana na Odontologia, entretanto, foi ALEXIS DUCHATEAU e NICHOLAS DUBOIS DE CHEMANT que devolveram e fabricaram o primeiro par de próteses totais que faziam uso de dentes com porcelana, em 1790. (MIRANDA, 2005).

No tratado de John Murphy escrito em 1837, encontra-se um dos mais antigos casos de fabricação individual de restaurações cerâmicas do tipo *inlay* (*incrustações*), onde o autor em questão descreve o método de aplicação da porcelana em uma fina base de platina. (WILDGNOOSE, 2004).

A coroa oca de porcelana, cozida sobre uma matriz de platina, foi introduzida por LAND em 1887. Em 1925 ALBERT LE GRO publicou o primeiro livro específico sobre a utilização das cerâmicas na Odontologia, intitulado "Ceramics in Dentistry". Desde então as pesquisas foram evoluindo e a demanda estética passou a ser cada vez maior. (SHILLINGBURG, 1998).

Já em 1956, Brecker descreveu a confecção de coroas totais e próteses fixas de porcelanas dentais fundidas através de ligas de ouro. Essas foram às primeiras restaurações metalocerâmicas que tinha por objetivo diminuir os problemas relacionados à fratura frágil de coroas totalmente cerâmicas. A solução do problema mecânico gerava um problema estético, pois o recobrimento de superfícies metálicas com porcelanas opacas levava a uma estética indesejável em relação à coloração do dente artificial com os dentes naturais. (PIDDOCK, 1990).

Mc LEAN e HUGHES em 1965 introduziram a coroa oca de porcelana com núcleo aluminizado, cozida sobre um substrato de lâmina de platina que era posteriormente removido e a restauração era completada com camadas de uma cerâmica mais translúcida e menos resistente. Assim desenvolveu-se uma Vitrocerâmica reforçada por alumina com o objetivo de inibir a propagação de trincas, aumentando a resistência da infraestrutura sobre a qual a porcelana de cobertura é aplicada. Em contrapartida, essas porcelanas exibiam uma pobre resistência à flexão, limitando o seu uso a dentes posteriores. (WILDGNOOSE, 2004)

A Dicor foi a primeira cerâmica vítrea fundível, introduzida por ADAIR e GROSSMAN em 1983. Esta técnica era definida pelo enceramento da restauração até seu contorno definitivo. O padrão de cera era revestido e um molde era posteriormente criado pela técnica da "cera perdida". Através de centrifugação, um vidro era fundido e injetado para dentro do molde. A restauração era então removida do revestimento e levada ao forno para um processo de ceramização a fim de que houvesse cristalização suficiente para elevar as resistências à fratura, à abrasão e aos choques térmicos o que possibilita se também um aumento da durabilidade química, mantendo uma translucidez adequada e capacidade de polimento. A cor final era obtida pelo processo de caracterização superficial. Posteriormente, a Dicor Plus foi introduzida. A diferença entre os dois sistemas estava no enceramento da restauração, no formato de uma infraestrutura, que posteriormente era recoberta com uma cerâmica de baixa fusão compatível (porcelana de cobertura). O sistema Dicor consiste numa cerâmica de vidro e mica tetra-silica, onde sua microestrutura consiste de cristais do tipo mica entrelaçados em uma matriz vítrea. São restaurações que possibilitam excelente estética, mas se ocorrer qualquer modificação em sua superfície final, resultara na danificação da cor da porcelana inviabilizando o trabalho final. Assim esses sistemas são indicados apenas a restaurações unitárias em dentes anteriores, devido à falta de resistência, o que é essencial em casos de reabilitação posterior. (MIRANDA 2005).

Em 1983 foi desenvolvido o sistema IPS Empress, também denominado como cerâmica prensada, a qual é executada pela técnica da cera perdida. Outro tipo de cerâmica modificada é a infiltrada de vidro, que é utilizada como material de infraestrutura à base de Al_2O_3 que surgiu em 1987, pelo francês Sadoun. (HENRIQUES, 2008)

Em 1993 foi descrito o sistema cerâmico Procera Allceram (Nobel Biocare), onde temos a obtenção de uma infraestrutura com 99,5% de alumina. (HENRIQUES, 2008)

Diante desta evolução, no fim do século XX, diversos sistemas inovadores foram introduzidos no mercado, a fim de proporcionar a confecção de restaurações cerâmicas livres de metal. A partir de então, novos sistemas cerâmicos foram desenvolvidos, sempre com o intuito de melhorar as propriedades físicas e mecânicas do material. Surgiram, assim, as cerâmicas reforçadas, que se caracterizam basicamente por acrescentar uma maior quantidade da fase cristalina em relação à cerâmica feldspática convencional. Diversos cristais têm sido empregados, como a alumina, a leucita, o dissilicato de lítio e a zircônia, os quais atuam como bloqueadores da propagação de trincas quando a cerâmica é submetida a tensões de tração, aumentando a resistência do material. (COSTA, 2009).

Com qualidades físicas bastante interessantes, as cerâmicas dentárias estão em pleno desenvolvimento tecnológico, visto que, nas últimas décadas, foram introduzidos no mercado novos sistemas cujas resistência e coloração foram melhoradas através da incorporação de vidros cerâmicos e adição de cristais para reforço como o quartzo e a alumina.

2.2 Cerâmicas feldspáticas.

Segundo NÓBREGA (2010), a porcelana de uso odontológico é um material composto de fases heterogêneas já que possui em sua composição uma fase cristalina e outra fase vítrea ao seu redor. A maioria das cerâmicas dentais é composta por feldspato, que é formado pelo óxido de potássio (K_2O), alumina (Al_2O_3) e sílica (SiO_2). O feldspato, quando misturado com vários outros óxidos metálicos e posteriormente queimado na alta temperatura, irá dar origem a uma fase cristalina chamada leucita, juntamente com outra fase vítrea líquida, a qual se denomina de fase eutética. Esta fase promove a coalescência das partículas do pó cerâmico quando sinterizadas no estado sólido, isto é, a fase líquida envolve as partículas remanescentes, formando um sólido denso. Quando se inicia o resfriamento das porcelanas feldspáticas, trocas iônicas ocorrem entre os átomos dos diferentes elementos colocados em contato. Essas trocas vão ocasionar um rearranjo eletrônico, buscando a eletro-neutralidade do material, até

atingir seu nível de energia interna mínimo, ou energia de equilíbrio. A partir do núcleo formado, este novo arranjo irá promover o crescimento dos grãos do mineral cristalino chamado leucita ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$), originando a fase cristalina, a qual pode ser identificada no diagrama ternário da Figura 1.

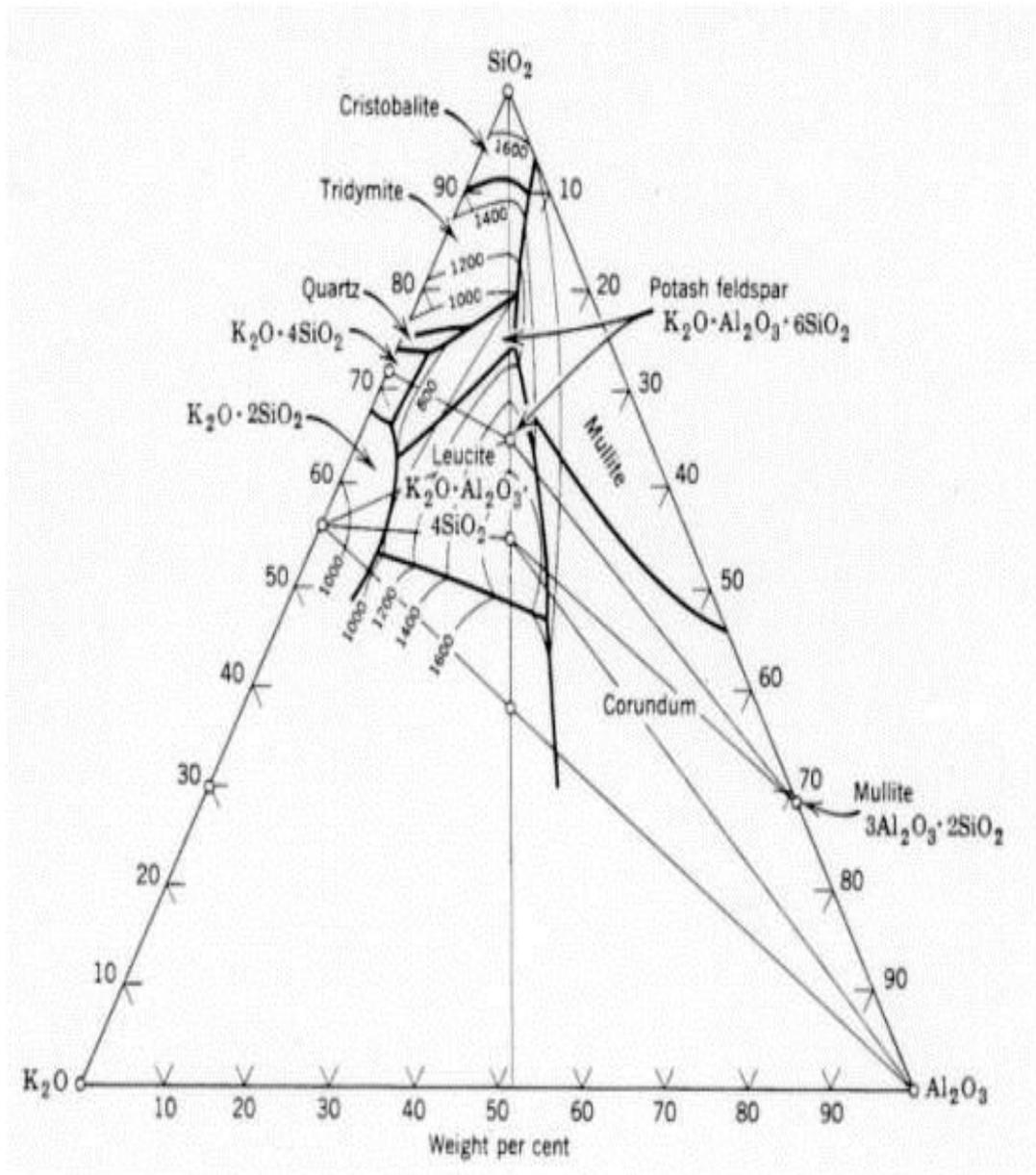


Figura 1 - Diagrama de equilíbrio ternário SiO_2 - Al_2O_3 - K_2O . Porcelanas dentais são formuladas na região onde é formada a leucita. Intervalo de 1000 e 1600 °C. (SANTOS 2008)

A cerâmica feldspática foi a primeira a ser usada na odontologia tendo grande aceitação clínica, entre outros motivos por não fazer uso de equipamentos especiais. Pode ser empregada em coroas metalocerâmicas, facetas de porcelana, coroas puras, incrustações, *inlays*, *onlays* e *overlays*.

A porcelana feldspática pode ser definida como um vidro, composta por sua maior parte de feldspato de potássio ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) e pequenas adições de quartzo (SiO_2), porém em altas temperaturas, o feldspato decompõe-se numa fase vítrea com estrutura amorfa e numa fase cristalina que é constituída de leucita ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$).

Pode ser classificada de acordo com sua temperatura de fusão em:

- 1-Porcelana de alta fusão (>1300 °C);
- 2-Porcelana de média fusão (1101-1300 °C);
- 3-Porcelana de baixa fusão (850-1100 °C) e
- 4-Porcelana de ultra baixa fusão (650-850 °C). (GOMES 2008).

Estas porcelanas apresentam as seguintes composições:

Feldspato - 78 a 85 % formam a fase cristalina.

Quartzo - 12 a 22 % formam a fase vítrea.

Caolin - 3 a 4 % promovem a fusão a uma temperatura mais baixa.

Apresenta as seguintes vantagens: excelente tonalidade, alta estabilidade química, baixa condutividade e difusividade, assim como resistência ao desgaste. Contudo, apresentam como desvantagens: a maior dureza em relação ao esmalte dental e a degradação hidrolítica ao longo do tempo, tendo assim alta resistência à tração o que lhe confere a característica de ser frágil. Este é o principal motivo que exigia uma estrutura metálica para o suporte nas coroas protéticas, o que interfere em suas propriedades de coloração para reabilitações nos dentes anteriores. (SANTOS, 2008). Para BARATIERI (2002) são as porcelanas odontológicas mais frágeis, com resistência à flexão da ordem de 50 a 70 MPa.

BORGES (2003) diz que as cerâmicas feldspáticas tem maior dureza em relação ao esmalte dental, o que causa abrasão ao dente antagonista quando ocorre o processo mastigatório. Além disso, devido às trincas e outras irregularidades que se formam no material durante sua coacção tem baixa resistência à tração.

Mesmo apresentando menor resistência que as outras coroas cerâmicas, ainda são muito utilizadas na odontologia. CONCEIÇÃO (2000) defende esta afirmação pela possibilidade de condicionamento com ácido fluorídrico, menor custo quando

comparado a outros sistemas cerâmicos, além da excelente tonalidade obtida pela técnica de “estratificação natural”.

A Leucita pode ser definida como um silicato natural de alumínio e potássio. É um mineral do grupo dos feldspatóides. Ocorre em magmas chamados alcalinos onde a proporção de Si em relação ao Al, K e Na, é insuficiente para se formar feldspatos, dando origem a um grupo de minerais chamados feldspatóides, de fórmulas químicas parecidas com a dos feldspatos. Seu nome vem do grego *leucos* que significa branco, devido à sua cor branca. Este material possui as seguintes propriedades:

Propriedades Físicas

- Brilho: vítreo.
- Clivagem: indistinta.
- Cor: incolor, cinza, branca, branca cinzenta.
- Fratura: conchoidal.
- Transparência: transparente a translúcida.
- Dureza (Escala de Mohs): 6.
- Densidade: 2,47g/cm³.
- Hábito: cristalina. Comum como cristal trapezoédricos bem formados.
- Tenacidade: frágil.
- Traço: branco.
- Propriedades Óticas e Cristalográficas.
- Sistema Cristalino: pseudo-isométrica.
- Sob luz polarizada: isotrópico.
- Índice de refração: n=1.508-1.511.

Propriedades Químicas:

- Classe (Dana): Silicato, tectosilicato.
- Composição: K=17,91%, Al (Si₂O₆), Si=25,74%, O=43,99%.
- Fórmula Química-KAL (Si₂O₆)
- Elementos Químicos: Silício, alumínio, potássio e oxigênio.

Outras informações:

- Usos: Na indústria do vidro.

- Forma de ocorrência e mineração: comum em rochas alcalinas ricas em potássio

GORMAN e HILL (2003), afirmam que a vidro-cerâmica é um material constituído por grãos finos e policristalinos que estão envolvidos por uma matriz vítrea. A fase cristalina confere ao compósito cerâmico uma melhora nas seguintes propriedades: resistência mecânica, dureza e estabilidade química, quando comparado com a fase vítrea.

Em seu trabalho, CATTEL (2005) relata que a vidro-cerâmica pode ser obtida através do controle da cristalização da frita durante o tratamento térmico. Desta forma, nesta etapa ocorre a nucleação e o crescimento da fase cristalina na matriz vítrea, que é dependente da composição química e de um tratamento térmico específico. Também é relatado que a alta taxa de nucleação e a baixa taxa de crescimento dos cristais são necessárias para obter pequenos grãos cristalinos, que é fundamental para que se possa aumentar a resistência mecânica da cerâmica.

A Leucita é um mineral que apresenta um elevado coeficiente de expansão térmica e a sua mudança de fase é acompanhada por uma variação significativa no volume. O ponto de fusão do vidro feldspático leucítico, citado no estudo realizado por HASHIMOTO (2005), encontra-se em torno de 1.693°C. A mudança de fase cúbica para tetragonal, descrito em trabalhos por CATTEL (2005) e TSETSEKOU (2002), ocorre no intervalo de 605-625°C. Na temperatura ambiente, a fase predominante da leucita é tetragonal. Em seu trabalho, o autor ainda afirma que a cristalização ou a mudança de fase da leucita cúbica para tetragonal na base vítrea é uma boa característica do material, pois eleva o coeficiente de expansão a um nível considerado ótimo, o que permite uma boa interação com o substrato metálico. A neutralização da força responsável pela formação de trinca ocorre pela tensão compressiva tangencial em volta dos cristais, que é gerada a partir da variação de volume (devido à mudança de fase da leucita cúbica para tetragonal) e a diferença de expansão térmica entre os cristais de leucita tetragonal ($22 \text{ a } 25 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) e a matriz vítrea ($8,6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)

. O volume de leucita presente na porcelana dentária, segundo TSETSEKOU (2002), varia de 17 a 45% na matriz vítrea. As vidro-cerâmicas que contém leucita utilizam como matéria-prima básica o feldspato que sendo aquecido na temperatura de 1150°C a 1530°C faz com que ocorra uma fusão incongruente, processo no qual o material se funde, formando um líquido e um cristal com composição química diferente do líquido. A formação de leucita durante a fusão incongruente do feldspato é uma

vantagem na fabricação de porcelanas, pois compatibiliza o coeficiente de expansão térmica da porcelana com o seu substrato de infraestrutura que pode ser metálico ou não metálico.

2.3 Mica moscovita.

Mica é um importante grupo de minerais constituintes das rochas ígneas e metamórficas continentais. Depois dos feldspatos e do quartzo, é o terceiro mineral mais abundante na crosta continental. São silicatos hidratados de alumínio e potássio, podendo conter ferro, magnésio, lítio. Cristalizam-se com seus átomos se dispondo em camadas e apresentam uma clivagem basal muito boa, fornecendo finas folhas flexíveis. Sua clivagem basal é tão característica que originou o termo "micácea" para todas as clivagens parecidas. Os principais minerais do grupo das micas são: Muscovita, Biotita, Flogopita e Lepidolita.

Moscovita é o mesmo que Muscovita. Popularmente conhecida como malacacheta é um mineral claro, placóide, que se cliva em placas finas e elásticas, usada como isolante elétrico. É um silicato hidratado de potássio, do grupo das micas, com fórmula química $KAl_2(Si_3Al)O_{10}(OH, F)_2$. É também de ocorrência comum em muitas rochas, podendo ser encontrada como pequenas palhetas em solo de rochas graníticas (Gnaisses, granitos e pegmatitos de composição granítica) e em áreas de xistos.

A utilização na Odontologia é muito interessante, porque ajuda a diminuir os rejeitos de moscovita na natureza e seu baixo valor de mercado também contribui para a diminuição dos custos das cerâmicas odontológicas já que as cerâmicas odontológicas possuem matéria-prima importada e com alto custo de produção, o que gera enorme dificuldade para grande parte da população brasileira quando se necessita uma reabilitação oral. Assim, a utilização de um material restaurador contendo matéria-prima brasileira de baixo custo poderia resolver essa questão. CAVALCANTE (2005). Possui as seguintes propriedades principais:

Propriedades Físicas

- Brilho: Vítreo
- Clivagem: Perfeita em uma direção
- Cor: Branca, incolor, cinza, amarelada.

- Fratura: irregular
- Transparência: transparente a translúcida
- Dureza (Escala de Mohs): 2 a 2,5 (é riscada pela unha)
- Densidade: $2,8\text{g/cm}^3$
- Hábito: Micáceo e flexível.
- A mica tem um baixo coeficiente de expansão.
- Módulo de Elasticidade = 221 GPa;
- Resistência à Compressão = 221 MPa;
- Resistência à Tração = 225 a 297 MPa;
- Temperatura de decomposição = 850 a 940°C;
- Densidade Relativa = 2,77 a 2,88;
- Dureza Mohs = 2,8 a 3,2;
- Resistividade Elétrica = 2×10^{13} a 1×10^{17} ohm/cm³;
- Constante Dielétrica = 6,5 a 9,0.

A mica possui a maior relação comprimento x largura que qualquer outro mineral encontrado na forma de lâminas. Os tipos que ocorrem em quantidades comerciais são as Moscovitas e as Flogopitas. Depósitos de minerais contendo alguma forma de Mica existem em todo o mundo. Os maiores depósitos de Muscovita estão no Brasil, na região nordeste, África Ocidental, China e na Índia nas áreas de Madras e Bihar.

Além da mica em pó, produzida pelo processo a seco, existe também a moagem por via úmida que produz um produto mais puro e de maior valor agregado. Micas moídas a seco são usadas como uma fina camada em superfícies de borracha para reduzir a adesão e colagem das superfícies. Em tintas de exterior, a mica em pó, produzida pelo processo a seco, reduz escorrimto e melhora o intemperismo. Micas moídas a úmido custam o dobro da versão a seco. (COSTA, 2009)

De acordo com CRAIG & POWERS (2004) as vitrocerâmica à base de mica possuem uma microestrutura com uma porcentagem de cerca de 50 a 70% em volume de mica disperso em uma matriz vítrea. Esses cristais são alongados e orientados aleatoriamente e devido a sua disposição na matriz, agem como defletores de trincas, aumentando assim, a tenacidade do material em relação aos feldspatos comuns. As trincas então são desviadas ao longo destes cristais de mica, que agem como agente tenacificador da vitrocerâmica.

SUN (2002), VAN DER ZEL (2001) e YEKTA (2005) destacaram em seus trabalhos características, que conferem boa qualidade a este material. São elas:

- Clivagem fácil, que permite a separação em lâminas muito finas;
- Flexibilidade;
- Baixa condutividade térmica e elétrica;
- Resistência a mudanças abruptas de temperatura.

ALIZADEH (2008) apresenta em seu estudo que o ponto fraco das vitrocerâmicas contendo mica está em suas propriedades mecânicas. Por isso muitos estudos têm sido realizados a fim de que se possa reparar esta falha. Os autores ainda criaram uma vitrocerâmica micácea com fluormica e diopsídeo, formando um composto contendo duas segundas fases, aumentando, assim, a resistência do material.

2.4 Princípios de reabilitação oral

Muitas vezes um dente que esteja acometido de cárie, necessita de uma reabilitação de forma indireta (feita em laboratório), a qual pode ser constituída de pequenas restaurações ou até mesmo coroas (quando todo o dente é envolvido). Para este último tipo de reabilitação, se faz necessário o preparo do elemento dentário. MEZZOMO (2006) o define como sendo “o processo de desgaste seletivo de esmalte e ou dentina, em quantidades, áreas extensões e formas predeterminadas, dentro de uma sequência de etapas operatórias preestabelecidas, empregando instrumental com formas e dimensões específicas, com a finalidade de criar espaço para uma restauração individual, ou para um retentor de prótese parcial fixa”.

O volume de desgaste de esmalte e ou dentina deve corresponder ao que será incorporado pelo material restaurador. Para que isso ocorra, deve-se tentar preservar ao máximo o complexo dentino-pulpar, respeitar o periodonto, bem como as exigências mecânicas para que se tenha uma correta distribuição das forças mastigatórias por todo o sistema estomatognático. A morfologia de um dente preparado se assemelha a uma miniatura do dente original. (MEZZOMO 2006).

Para que ocorra sucesso na reabilitação, alguns princípios de preparo dentário devem ser respeitados (MEZZOMO 2006):

- 1- Retenção: capacidade de um preparo dentário em impedir o deslocamento da peça protética no sentido contrário à sua via de inserção.
- 2- Estabilidade ou resistência: capacidade de um preparo dentário em impedir o deslocamento da peça protética quando são aplicadas forças em sentido oblíquo.
- 3- Estabilidade estrutural: capacidade de uma peça protética em não sofrer deformação permanente ou plástica quando da ação de forças provenientes da função mastigatória.

Assim o presente trabalho visa à produção de uma infraestrutura que possa servir de base para posterior recobrimento com uma porcelana de cobertura, com destaque para o fato de que serão utilizadas matérias primas brasileiras. A Figura 2 abaixo exemplifica a sequencia de reabilitação oral.



Figura - 2: Sequencia para reabilitação oral. A- Infraestrutura para reabilitação com coroas cerâmicas, B- Dente preparado para receber a coroa de porcelana, C- Coroas protéticas de porcelana cimentadas nos dentes preparados. (disponível em: <http://www.google.com.br/imagens/reabilitaçãooral>).

No mercado desde 1989, o sistema In-Ceram foi o primeiro sistema cerâmico para reabilitação oral sem metal, sendo a empresa VITA® a responsável pelo desenvolvimento desse sistema. O sistema utiliza a técnica de se criar uma infraestrutura de alumina, que é ligeiramente sinterizado e após sofrer o processo de infiltração do vidro, é aplicada uma cerâmica de cobertura. Esse processo produz uma cerâmica densa e com ótima resistência. (MEZZOMO 2006).

2.5 Uso da técnica de barbotina em molde de gesso.

De acordo com APHOLT et al. (2001), a técnica de barbotina ou "*slip casting*" é um processo econômico e empregado largamente na confecção de formas complexas de materiais a base de cerâmica. A barbotina pode ser definida como uma lama que contém uma suspensão de pós num solvente: por exemplo, a água bidestilada que é posta em um molde poroso como o gesso. O corpo verde é a forma resultante após o molde filtrar o líquido de uma suspensão e formar uma camada de partículas depositadas na superfície desse molde. Essa forma é removida do gesso e então levada ao forno para ser queimada, aumentando assim sua resistência.

Para o presente trabalho foi feito uso da técnica de barbotina em modelo de gesso que deve seguir o protocolo descrito abaixo, demonstrado em quadros sequenciais de 1 a 14 e recomendado pela VITA®, disponível em <http://www.vita-zahnfabrik.com>:

Quadro 1 - Fabricação do modelo.

	<ul style="list-style-type: none"> ● Produzir um modelo principal com matrizes removíveis a partir de um gesso pedra modelo dimensionalmente estável, de alta qualidade.
	<ul style="list-style-type: none"> ● Também produzir um segundo modelo principal que não tenha sido seccionado para posicionamento, transferência e verificação das coroas.
	<p>Δ Importante: A preparação deve preencher os requisitos para restaurações integralmente cerâmicas.</p>

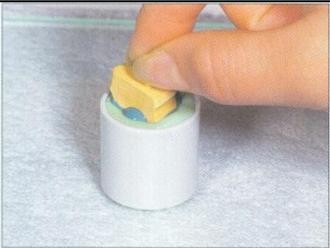
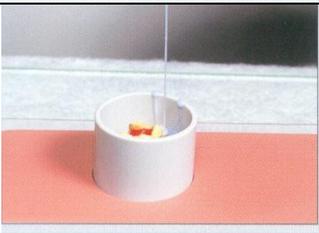
Quadro 2 - Preparação para duplicação – Retoque.

	<ul style="list-style-type: none"> ● Conferencia da matriz serrada cuidadosamente.
	<ul style="list-style-type: none"> ● Remoção de defeitos e sub-cortes na matriz. ● Arredondamento de arestas agudas.

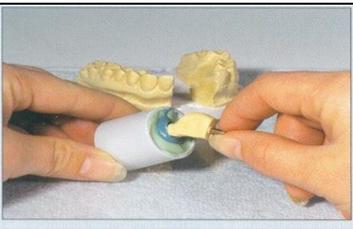
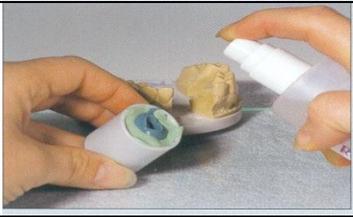
Quadro 3 - Aplicação de verniz Inter espaçador.

	<ul style="list-style-type: none"> ● O verniz inter espaçador deve ser aplicado às matrizes de gesso em 2 a 3 camadas (aproximadamente 45 µm).
	<ul style="list-style-type: none"> ● O tempo de espera após cada aplicação é de pelo menos 5 minutos. Após a aplicação da última camada, deve-se esperar 20 minutos. <p>Δ Atenção: Não se deve estender o verniz inter espaçador sobre o ombro!</p>

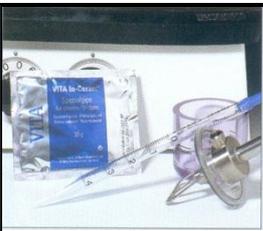
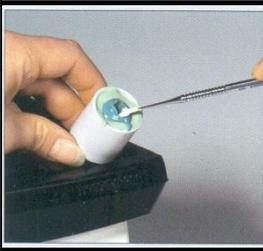
Quadro 4 – Duplicação.

	<ul style="list-style-type: none">• Duplicação com um silicone de polimerização por adição numa razão de 1:1.
	<ul style="list-style-type: none">• Uso do método de vazamento com a ajuda de um anel de duplicação material de duplicação.

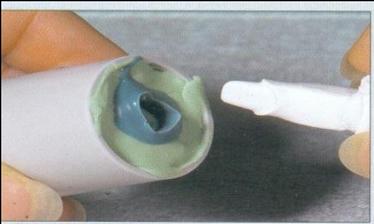
Quadro 5 – Separação.

	<ul style="list-style-type: none">• Após a separação deixar que a impressão endureça-se durante aproximadamente 30 minutos (dependendo do material) para levar em conta o tempo de recuperação da memória elástica.
	<ul style="list-style-type: none">• Aspergi agente aliviador de tensão sobre a impressão. (com remoção imediata antes de vaziar o material da matriz para dentro da impressão).

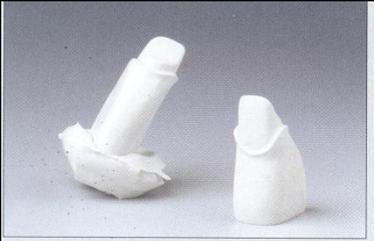
Quadro 6 - Espatulação do material da Matriz/Gesso Especial ou similar.

	<ul style="list-style-type: none">• Vazar a requerida quantidade de água destilada dentro do Becher de mistura, cerca de 3 a 4,6ml, a seguir mistura-se o conteúdo de Gesso Especial ou similar manualmente. Para em seguida misturar sob vácuo o Gesso Especial ou similar durante 20s.
	<ul style="list-style-type: none">• Vazar o gesso especial ou similar para dentro do molde no vibrador tomando o cuidado para evitar a formação de bolhas. <p>Δ Nota: A unidade de mistura deve estar limpa e seca. O tempo de processamento pode ser alongado pela adição de água destilada esfriada.</p>

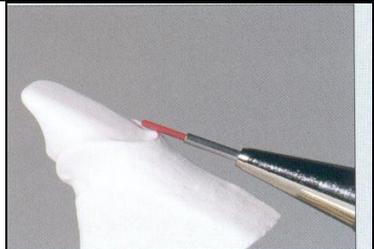
Quadro 7 - Desmoldagem – Preparação para a aplicação da barbotina.

	<ul style="list-style-type: none">• Após preenchimento do Gesso Especial ou similar no molde, executar a desmoldagem após 2h.
---	---

Quadro 8 - Alisamento da matriz.

	<ul style="list-style-type: none">• Após a desmoldagem lixar a superfície basal a seco. <p>Δ Importante: absorção de água no modelo de gesso especial ou similar endurecido deve ser evitada.</p>
---	--

Quadro 9 - Margem da preparação.

	<ul style="list-style-type: none">• Marcar a margem da preparação com um marcador de superpolímero colorido.
	

Quadro 10 - Aplicação de gel isolante.

	<ul style="list-style-type: none">• Após a desmoldagem da matriz de trabalho, aplicar o gel isolante à matriz uma vez com um pincel, estendendo sobre a margem da preparação.
	<ul style="list-style-type: none">• A barbotina pode agora ser aplicada após 10 minutos de tempo de secagem.

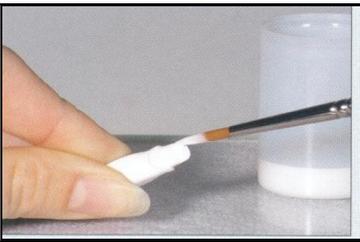
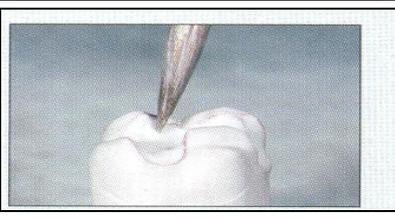
Quadro 11 - Fabricação da barbotina.

	<ul style="list-style-type: none"> ● Pesar cerca de 13,5g de pó.
	<ul style="list-style-type: none"> ● Vazar a água destilada dentro do Becher de vidro. ● Colocar o becher de vidro num vibrador e espatular o Pó lentamente dentro do líquido em várias porções pequenas.
	<ul style="list-style-type: none"> ● A mistura deve ser interrompida pelo menos 3 vezes a fim de colocar o becher de vidro na unidade ultrassônica durante 2 minutos cada vez. <p>Δ Nota: A água do ultrassom deve ser esfriada com cubos de gelo.</p>
	<ul style="list-style-type: none"> ● Após todo o pó tiver sido adicionado, colocar o becher de vidro numa unidade ultrassônica durante 4 minutos. <p>Δ Nota: Após a mistura, a barbotina deve exibir uma consistência homogênea.</p>
	<ul style="list-style-type: none"> ● A mistura é então evacuada durante 1 min (por exemplo, com uma unidade de investimento [espatuladora] a vácuo).

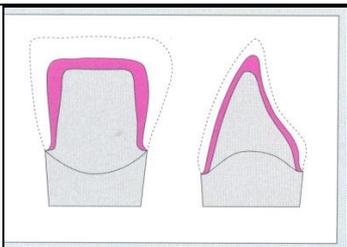
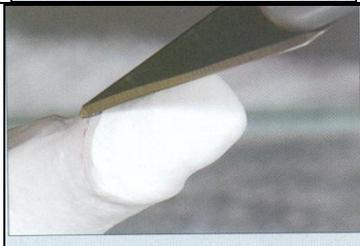
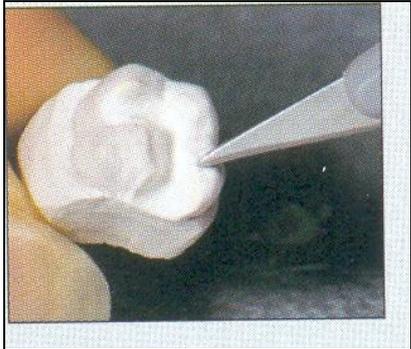
Quadro 12 - Vazamento da barbotina dentro de uma taça plástica de mistura.

	<ul style="list-style-type: none"> ● Vazar a barbotina misturada do becher de vidro para dentro de uma taça plástica de mistura. <p>Δ Nota: Após a barbotina ter sido transferida ao recipiente plástico, a sua vida em prateleira é limitada, e por esta razão ela deve ser também colocada em água com gelo.</p>
---	--

Quadro 13 - Aplicação da barbotina.

	<ul style="list-style-type: none"> • A matriz inteira deve ser recoberta com a misturada barbotina de compósito de mica moscovita-vidro feldspático leucítico
	<p>Nota: deve-se proceder rapidamente quando estiver construindo a barbotina remanescente. Não se deve interromper este processo de maneira a prevenir a secagem da camada que já foi aplicada (efeito de pele de cebola).</p>

Quadro 14 - Projeto da subestrutura.

	<ul style="list-style-type: none"> • A subestrutura da coroa deve ser projetada de maneira que ela corresponda numa escala reduzida à forma do dente a ser substituído.
	<ul style="list-style-type: none"> • A mínima espessura de parede de coroas é 0,5mm.
	<ul style="list-style-type: none"> • No caso de inlays e onlays a barbotina deve ser aplicada algo mais espessamente às áreas susceptíveis à fratura (por exemplo, o ístmo [“isthmus”, uma parte estreita conectando duas partes maiores]). • Cuidadosamente deve se expor a margem com um escalpelo (bisturi) até que a marca possa ser vista (se for requerido, use um microscópio). <p>Δ Nota: Refinamento final da subestrutura é realizado após a sinterização.</p>

2.6 Propriedades Mecânicas

À temperatura ambiente, as cerâmicas cristalinas e não cristalina quase sempre irão sofrer fratura quando aplicada uma carga de tração, antes que qualquer deformação plástica possa ocorrer.

O processo de fratura frágil é definido pela formação e propagação de trincas através da seção reta de material em uma direção perpendicular à carga aplicada. O crescimento de trinca em cerâmicas ocorre através dos grãos (transgranular) e ao longo de planos cristalográficos ou de clivagem específicos, chamados planos de alta densidade atômica. (CALLISTER 2000).

A medida da capacidade de um material cerâmico em resistir à fratura quando uma trinca estiver presente é especificada em termos de tenacidade à fratura. A tenacidade à fratura pode ser definida de acordo com a expressão:

$$K_{Ic} = Y \sigma \sqrt{\pi a}$$

onde:

Y é um parâmetro ou função adimensional que depende das geometrias tanto da amostra quanto da trinca, bem como da maneira de aplicação da carga;

σ é a tensão aplicada e;

a é o comprimento de uma trinca superficial ou a metade do comprimento de uma trinca interna.

Obs1; A propagação de trinca não ocorrerá enquanto o lado direito da equação for menor do que a tenacidade à fratura por deformação plana do material.

Obs2; Valores de tenacidade à fratura por deformação plana para materiais cerâmicos são menores do que para metais, estando tipicamente eles abaixo de $10 \text{ MPa(m)}^{1/2}$. (CALLISTER 2000)

Para BONA (2003), há diferenças entre as cerâmicas glazeadas e não glazeadas quando submetidas a testes de tração, pois os resultados obtidos demonstram que as cerâmicas que receberam o glaze em sua superfície responderam melhor ao teste em comparação com o grupo que não recebeu.

O mesmo foi descrito em trabalhos de ADDISON (2003), em que grupos de porcelana foram feitos com e sem glaze e submetidas à termociclagens. Foram constadas resistências maiores em favor do grupo glazeado no tocante aos testes de resistência à flexão.

MASSIMILIANO (2004) estudou e comparou diferentes tipos de materiais cerâmicos quanto à tensão de fratura e sua microestrutura. Foram usados 10 corpos de prova (20 x 4 x 1,2 mm) e 20 corpos de prova (20 x 4 x 2 mm), ensaiados através de técnica de indentação. As análises estatísticas e microscópicas indicaram que há diferença entre os tipos de materiais no que tange a relação entre a fase vítrea e fase cristalina.

QUINN (2005) apresentam resultados das análises fractográficas de coroas cerâmicas. É demonstrado que as coroas apresentam fratura frágil do tipo transgranular, sendo que a fratura, iniciada por uma trinca, origina-se na região de maior tensão local.

2.7 Dureza dos materiais cerâmicos

Dureza pode ser definida como uma medida de resistência de um material a uma deformação plástica localizada, ou seja, é a capacidade de fazer uma pequena impressão ou risco na superfície do material.

Em ensaios de dureza, um pequeno penetrador é forçado contra a superfície do material a ser testado sob condições controladas de carga e de taxa de aplicação. Em materiais cerâmicos, são empregados ensaios de dureza Knoop ou Vickers devido à natureza frágil desse material. O ensaio é realizado com o auxílio de um indentador de diamante e consiste em um carregamento dessa peça sobre o material cerâmico por um determinado intervalo de tempo produzindo assim uma impressão (indentação). Medidas dessa indentação levam a um número, que corresponde a um índice de dureza.

Assim, quanto mais macio for o material, maior e mais profunda será a impressão plástica residual na superfície e menor o seu número no índice de dureza. (CALLISTER, 2000).

A Dureza Vickers é um método de classificação de dureza dos materiais. Este método consiste na aplicação de uma força F de compressão na superfície do material utilizando como penetrador uma pirâmide de diamante com ângulo de diedro de 136° . A área "A" da superfície impressa é obtida a partir das diagonais dessa impressão. Este processo foi desenvolvido no início da década de 1920 como uma alternativa ao teste de dureza de Brinell. Uma das grandes vantagens é que os cálculos da dureza não dependem das dimensões do penetrador. Desta forma, o mesmo penetrador pode ser usado nos ensaios de diversos materiais, independentemente da sua dureza. Esta técnica está apresentada na Figura 3. Este ensaio é normatizado pela ASTM E92 (*Standard Test Method for Vickers Hardness of Metallic Materials*).

A grande vantagem deste método é a pequena impressão que é produzida na superfície da amostra. Técnica similar é utilizada em ensaios de micro e nano-dureza, através dos quais é possível obter propriedades físicas e de tenacidade dos materiais cerâmicos. As desvantagens são a necessidade de preparar a amostra previamente e o uso de um microscópio adequado para a realização das medidas da indentação. (CALLISTER, 2000).

A dureza Vickers HV é dada por:

$$HV = \frac{F}{A} = \frac{2 \cdot F \cdot \sin \frac{136^\circ}{2}}{d^2} \approx 1,854 \frac{F}{d^2}$$

onde

$$d = \frac{d_1 + d_2}{2}$$

O Número Vickers (HV) é então determinado pela razão entre a carga (kgf) e a área superficial da impressão (mm^2). (CALLISTER, 2000).

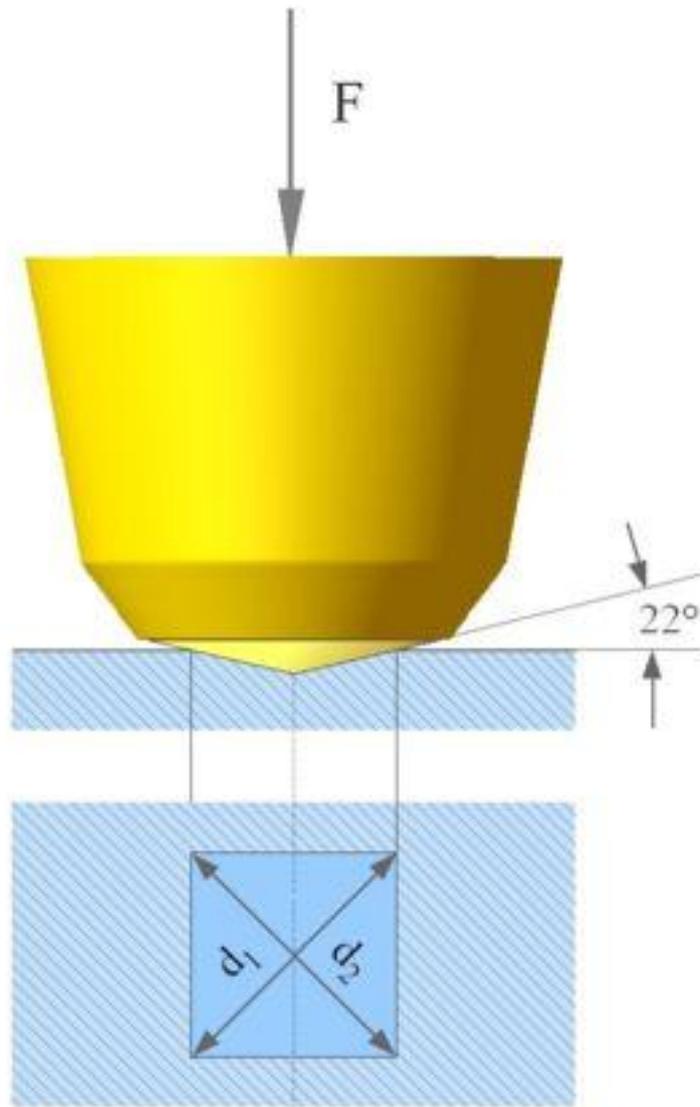


Figura 3 – Penetrador Vickers.

COSTA (2009) determinou valores dos módulos de elasticidade e de microdureza Vickers para a frita de compósito cerâmico com 10% de mica sinterizada a 1050°C, e da frita compósito cerâmico com 20% de mica sinterizada a 1150°C através do método da endentação (CSM Instruments S.A. versão R0. 0.5, 2006). É explicado que durante este ensaio, quando a carga é removida, o material tende a voltar à sua forma original. Contudo, ocorrem deformações plásticas no material durante o processo de carregamento e, devido à relaxação das tensões elásticas no material, pode ocorrer certo grau de recuperação. A análise desta recuperação elástica após a retirada da carga é utilizada para o cálculo do módulo de elasticidade da amostra.

As medidas das trincas e das diagonais permitem os cálculos da tenacidade à fratura (K_{Ic}), que é uma medida da capacidade de absorção de energia de deformação ou uma medida da resistência à fratura frágil do material. K_{Ic} é também um parâmetro que estabelece a tensão crítica através do qual uma trinca pré-existente irá propagar-se e conduzir à fratura do material. Assim, quanto maior for K_{Ic} , maior será a tenacidade à fratura do material: maiores serão os valores de tensão crítica e defeito crítico para a fratura do material. (RICHERSON, 1982).

Foi demonstrado que os resultados obtidos de K_{Ic} dos blocos de frita de vidro + 10% de mica moscovita sinterizados a 1050 °C e de frita de vidro + 20% de mica moscovita a 1150°C possuem tenacidades equivalentes. Seus valores médios de tenacidade forma respectivamente: 9,033 MPa.(m)^{1/2} e 8,426 MPa.(m)^{1/2}. Estes valores demonstraram ser bastante superiores àqueles encontrados na literatura para vitrocerâmicas: 0,68 a 0,91 MPa.(m)^{1/2} para vidros de silicatos (ANSTIS et al., 1981); 2,5 MPa.(m)^{1/2} para vitrocerâmica da Corning (ANSTIS et al., 1981); 1,4 MPa.(m)^{1/2} para MACOR (SUN et al., 2007); 3,9 MPa.(m)^{1/2} para um compósito sinterizado a 1400°C de 80%Al₂O₃ + 20% de mica (TARUTA et al.,2006); 2,2 MPa.(m)^{1/2} para Vita Mark II (www.inlab.com).

3-OBJETIVOS

Os estudos envolvidos nesse trabalho visam o desenvolvimento de um compósito vitrocerâmico de mica moscovita para uso odontológico. No caso, a obtenção de um material cerâmico a ser utilizado na confecção de coroas protéticas para dentes anteriores, utilizando-se a técnica da barbotina em modelos de gesso. Compreende, portanto, a escolha dos materiais e as suas proporções para a composição de misturas e, os ciclos térmicos mais adequados para a obtenção deste compósito cerâmico. O produto final deverá ser capaz de atender os requisitos geométricos, de acabamento superficial e ter propriedades mecânicas adequadas para esta aplicação. Assim determinamos os seguintes objetivos:

- (a) Avaliar a cristalização da leucita de acordo com o aumento da temperatura de patamar de sinterização das infraestruturas de compósito (frita de vidro feldspático + mica moscovita).
- (b) Caracterizar o compósito cerâmico feldspático de mica moscovita quanto à sua porosidade, as fases e constituintes formadas (difratometria de R-X) e a resistência mecânica (testes de dureza).
- (c) Observar a presença de mica moscovita no compósito cerâmico feldspático de mica moscovita conforme a temperatura de sinterização empregada.
- (d) Determinar a percentagem de mica moscovita mais adequada para a produção de infraestruturas para coroas protéticas de porcelana de compósito cerâmico feldspático de mica moscovita.
- (e) Determinar o ciclo térmico mais adequado para obtenção de infraestrutura de compósito cerâmico de mica moscovita.
- (f) Desenvolver uma metodologia para se trabalhar com o compósito cerâmico de mica moscovita produzido com material nacional através da técnica de barbotina.

4-MATERIAIS E MÉTODOS.

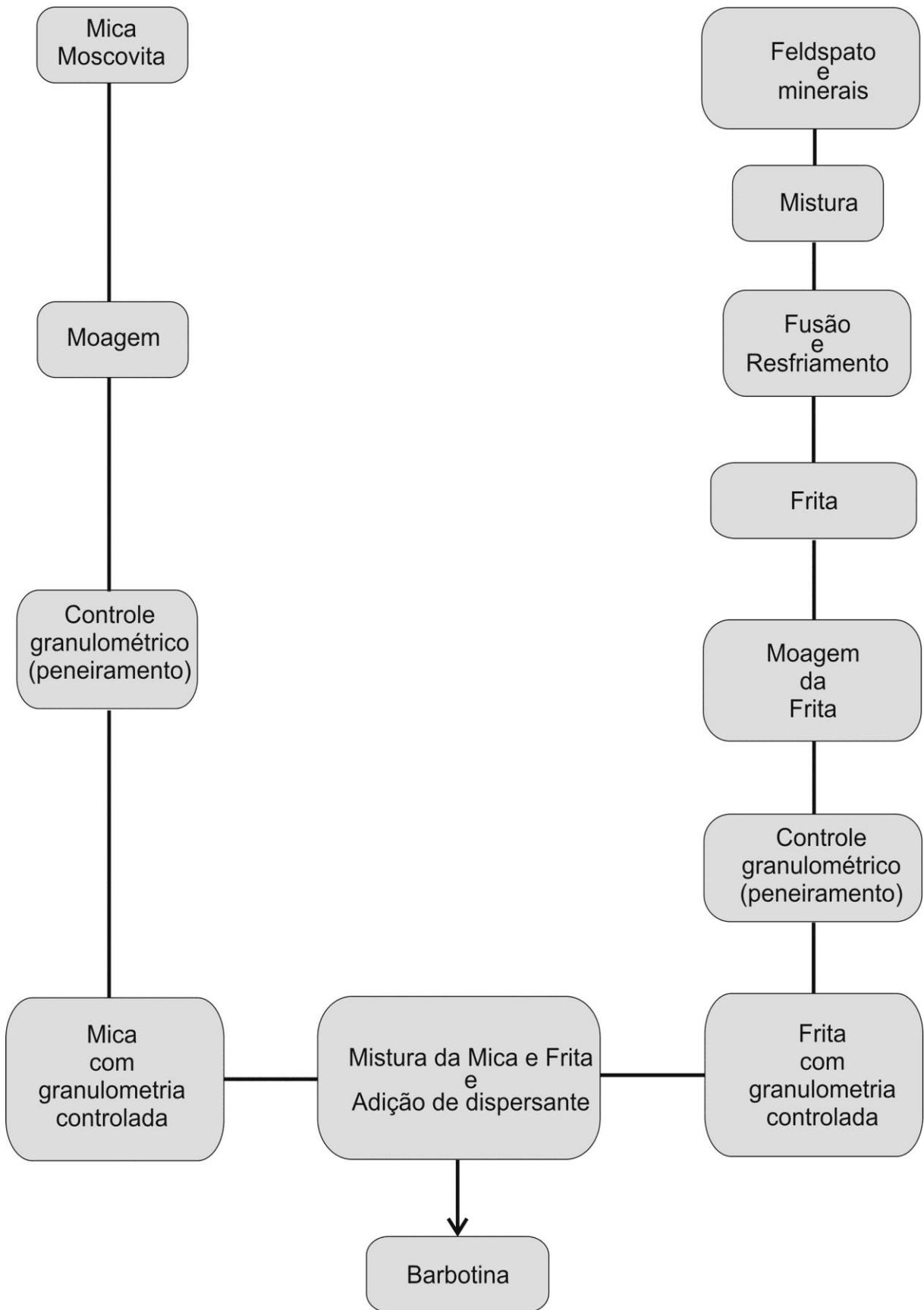
Os fluxogramas apresentados abaixo indicam as várias etapas do processamento.

Fluxograma I- Preparação da matéria prima;

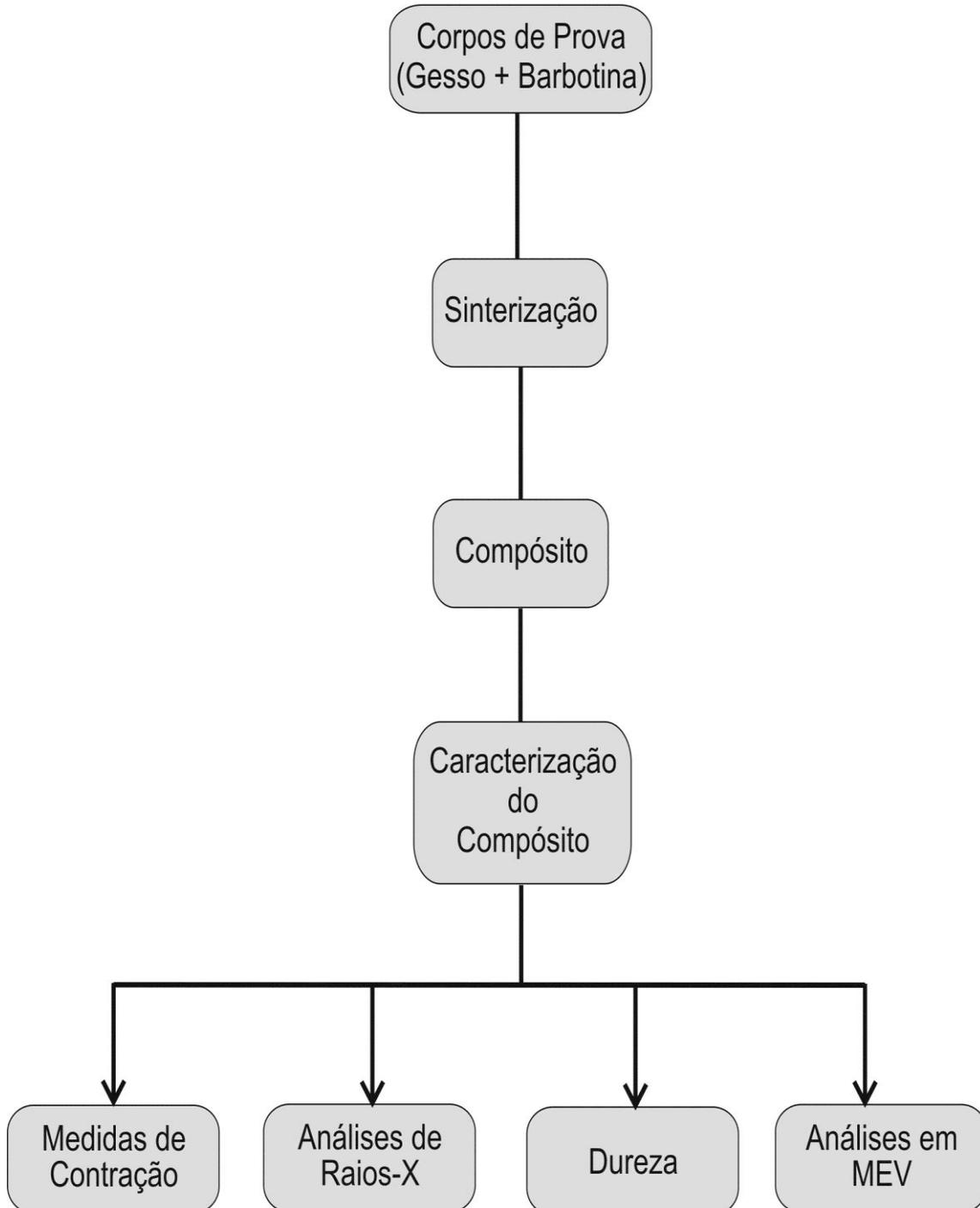
Fluxograma II- Caracterização do material;

Fluxograma III- Caracterização da infraestrutura.

Fluxograma I



Fluxograma 2



Fluxograma 3

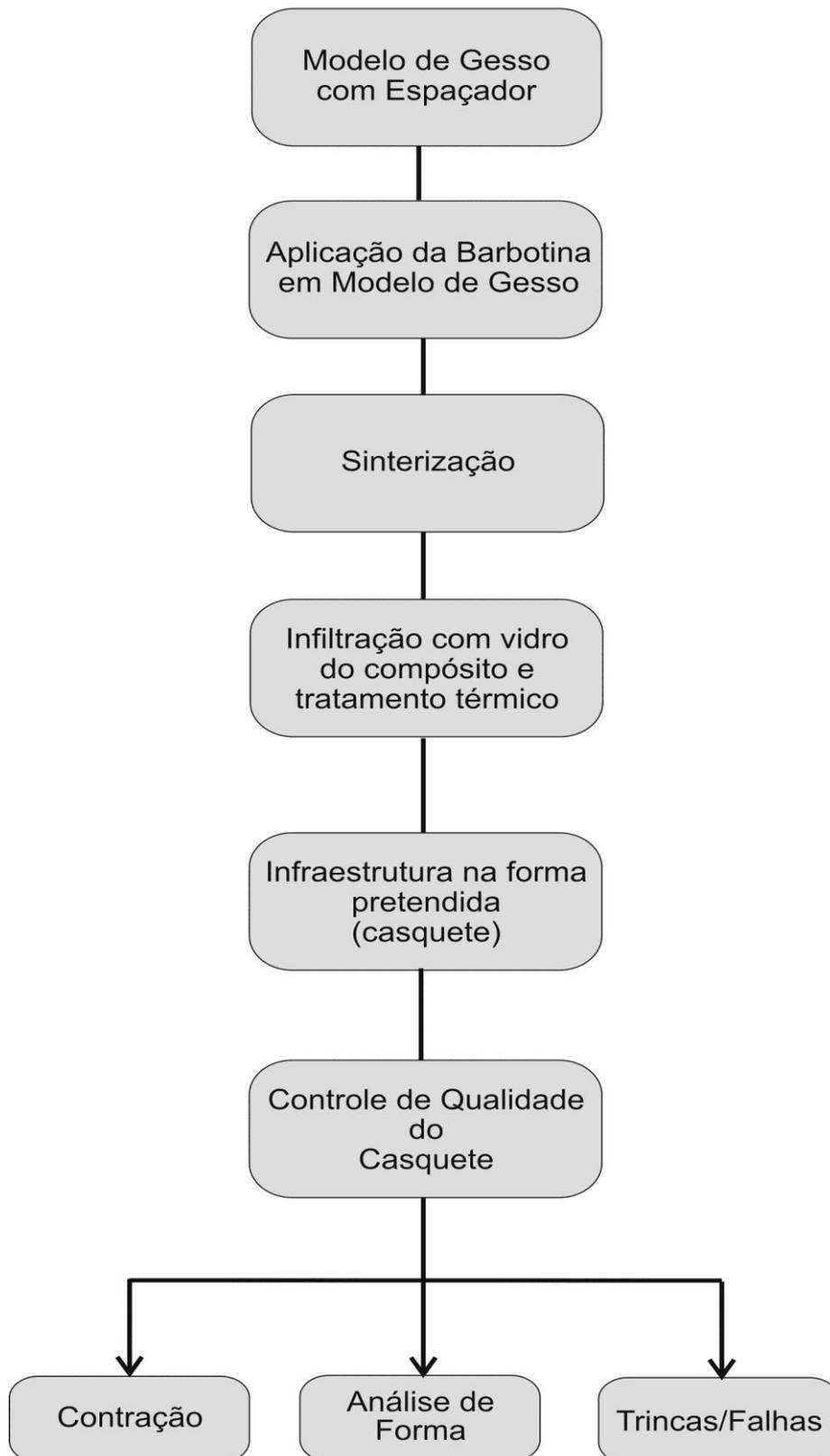


Figura 4 – Fluxogramas de processo (1 ,2,3).

4.1- Produções das misturas – mica moscovita + vidro feldspático

4.1.1 Mica Moscovita.

4.1.1.1 Origem e composição química.

O pó de mica moscovita utilizado nesta pesquisa foi preparado a partir de amostras retiradas da Serra da Borborema do Seridó, localizado no estado da Paraíba, Brasil, de acordo com os procedimentos de tratamento e beneficiamento desenvolvidos nos laboratórios do PEMM / UFRJ. Esta matéria prima vem sendo utilizada em diversas pesquisas para aplicações tais como: vitrocerâmicas usináveis e pigmentos perolizados (SANTOS 2008 a, b). Este material apresenta a seguinte composição química: $KAl_2(Si_3Al)O_{10}(OH, F)_2$.

4.1.1.2 Peneiramento.

Os pós de mica moscovita foram moídos a seco em um liquidificador modelo *Facilic* da marca Arno. O produto obtido apresenta-se com uma faixa granulométrica de 20 a 60 μ m. Utilizando-se o processo de peneiramento (peneira de aço inox de 325 malhas), foram obtidos pós com granulometria abaixo de 45 μ m.

4.1.2 Feldspatos e Minerais.

4.1.2.1 Origem e composição química.

A partir de feldspatos do tipo Arnil, também de origem da Serra da Borborema do Seridó, e outros minerais brasileiros, foram feitas misturas dessas matérias primas (Figura 5) para compor uma batelada de 80 gramas de frita, conforme Tabela II. No controle da composição da mistura foi utilizada uma balança analítica digital de precisão (Bioprecisa FA 2104 N). Esta mistura de pós foi colocada em um recipiente plástico vedado para ser homogeneizada (mistura manual) e em seguida cominuída em um moinho de bolas com 8 esferas (15 mm de diâmetro) de ágata, durante 24 horas a 160 rotações.

Tabela II - Materiais necessários para produção da frita e suas respectivas quantidades (peso e %).

Formação da batelada de 80 gramas de Frita	
62,2 g / 77,71%	Feldspato Armil
2,12 g / 2,65%	Al ₂ O ₃
6,24g / 7,80%	Na ₂ CO ₃
2,00g / 2,50%	Bórax Na ₂ B ₄ O ₇ ·10. H ₂ O
6,96g / 8,70%	K ₂ CO ₃
0,52g / 0,65%	CeO ₂



Figura 5 - Feldspatos e outros minerais brasileiros usados para a obtenção de vitrocerâmica.

4.1.2.2 Fusão para obtenção da frita

Os pós homogeneizados foram colocados em um cadinho refratário de alumina e aquecidos em um forno de mufla tipo industrial (marca Analógica AN 1509®). A taxa de aquecimento empregada foi de $10^{\circ}\text{C}\cdot\text{min}^{-1}$ (tempo aproximado de 2 horas – rampa de aquecimento) até alcançar a temperatura de 1250°C (ao ar) onde permaneceu por 3 horas nesta temperatura (temperatura de patamar).



Figura 6 - Forno utilizado para fusão da vitrocerâmica.

4.1.2.3 Vitrificação da frita.

O material contido no cadinho foi resfriado no próprio forno até a temperatura de 1100°C . Em seguida o cadinho foi retirado do forno e resfriado rapidamente em um balde contendo água bidestilada e gelo, estando à temperatura dessa mistura aproximadamente a 0°C . O tempo de imersão do cadinho na mistura foi suficiente para que ocorresse a vitrificação da mistura, obtendo-se assim a frita, como apresentado nas Figuras 7 e 8.



Figura 7 - Fundição de vidro-cerâmica feldspática (vista superior).



Figura 8 - Vidro-cerâmica depois de retirada do cadinho (vista lateral).

4.1.2.4 Remoção da frita do cadinho.

A frita foi quebrada ainda no cadinho utilizando-se uma espátula de metal. Na remoção dessa frita do interior do cadinho teve-se o cuidado de não se remover parte da frita que estivesse em contato com a parede do cadinho. A frita foi colocada em um triturador manual para dar prosseguimento ao processo de quebra do material (Figura 9).



Figura 9 - Triturador manual utilizado para diminuição de granulometria da vitrocerâmica.

4.1.2.5 Moagem e peneiramento.

O processo de cominuição da frita foi realizado em um moinho referencia almofariz/pistilo MA 590, da marca Marconi®. O material foi processado por um tempo aproximado de 2 horas, sendo peneirada em seguida (peneira de aço inox de 325 malhas - 45 μm). A parte da frita de maior granulometria (que não atravessou os poros dessa peneira) foi submetida a mais um ciclo de cominuição, repetindo-se o processo até que toda a frita estivesse com a granulometria objetivada (< 45 μm). Esta sequencia de eventos estão apresentadas nas Figuras 10-12.



A

B

Figura 10 - Moinho para obtenção de frita e mica com granulometria abaixo de 45 μm (A-vista lateral, B-vista superior).



Figura 11 - Vitrocerâmica na peneira de aço inox de 325 malhas para obtenção de granulometria de 45 μ m.



Figura 12 - Obtenção de vitrocerâmica e mica com granulometria abaixo de 45 μ m.

4.1.3 Obtenção do compósito de vitrocerâmica - mica moscovita.

4.1.3.1 Mistura dos materiais e adição do ligante

Estes dois materiais (frita e mica moscovita) foram misturados com teores específicos de mica muscovita. Foi utilizada para a mistura uma cuba ultrassônica da marca Sonic Clean® contendo água bidestilada e o tempo total de processamento de 5 minutos. A mistura foi dispersa com a adição de carboximetilcelulose (Synth®, C1011.02. AG). A mistura do pó e líquido foi feita em quatro etapas de adição. Em cada uma

delas o tempo de vibração do sistema foi de 4 minutos de modo a se obter uma mistura homogênea. Desta forma foi conseguida a barbotina a ser utilizada no presente trabalho.

4.2 Obtenção do compósito mica moscovita - frita e sua caracterização

Para a obtenção do compósito mica moscovita – frita, sua caracterização físico-química e avaliação das suas propriedades estruturais estão apresentadas nas várias etapas que se seguem.

4.2.1 Confeção de corpos de prova.

Tendo em vista a aplicação específica do compósito em estudo (infraestrutura para coroas protéticas), se fez necessário a confecção de corpos de prova em que a barbotina foi aplicada sobre um substrato de gesso, de modo a reproduzir o mais fielmente as etapas de fabricação desses elementos utilizados em próteses dentárias. Assim foram confeccionadas barras utilizando como material o gesso (de revestimento) da marca Dental Gilvest HS®. A escolha deste material se deve ao fato de ser próprio para fundição ou cerâmica prensada e não apresentar contração em altas temperaturas, de acordo com as especificações do fabricante. A Tabela III abaixo mostra algumas das características do gesso da marca Dental Gilvest HS®.

Tabela III- Principais características do gesso (de revestimento) da marca Dental Gilvest HS®.

Proporção mistura	100gramas/ 25 ml
Tempo de manipulação mecânica	2 minutos
Tempo de trabalho a 21°C.	5 minutos
Tempo de presa	9,5 a 10 minutos
Expansão térmica	1,3%
Expansão de presa linear	2,7%

A fabricação dessas barras seguiu as recomendações do fabricante quanto aos procedimentos de mistura e utilização de vibrador de gesso da marca VH Softline® a fim de se evitar a retenção de bolhas no material. Para a obtenção de barras com dimensões específicas (3x3x24mm) foram utilizados moldes de polímero (polivinilsiloxano) marca Elite Double®. Após a secagem do material nos moldes, estas barras foram removidas e foi obedecido um tempo de espera de 24 horas para assegurar a completa consolidação das barras (Figura 13). Após este período as barras foram lixadas utilizando-se lixas d' água a seco (granulometria número 100, 200, 300), seguindo-se de uma etapa pré-queima em forno VITA INCERAMAT® nas respectivas temperaturas de patamar dos determinados lotes, por um tempo de 1 hora, seguido de resfriamento ao ar.

Essas barras foram inseridas em um segundo molde de dimensões 6x3x24mm, ou seja: a altura do molde é o dobro da altura da barra de gesso. Neste segundo molde, contendo uma barra de gesso, foi feito o vazamento da barbotina, formando-se assim uma amostra que tem na base o gesso (substrato) e sobre esta a barbotina. Após um período de secagem de 24h, ao ar – 24°C, as amostras (substrato de gesso + barbotina) foram desmoldadas e submetidas a ciclos térmicos em forno da marca VITA INCERAMAT® para a obtenção do compósito por sinterização. Essa sequência de processamento está apresentada na Figura 14. Os ciclos térmicos estão apresentados na Figura 15 que indicam as diferentes temperaturas de “patamar” empregadas neste estudo.

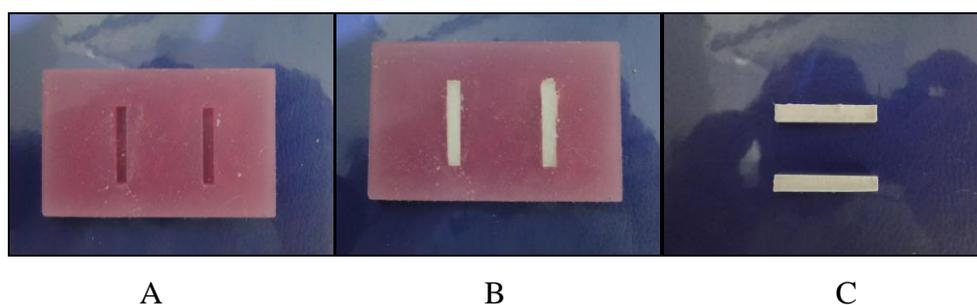


Figura 13 – Moldes de silicone e barras: A- Molde de silicone para produção de barras de experimentos; B - Molde de silicone logo após o vazamento do gesso para a constituição do substrato; C- Barras de gesso após serem retiradas do molde de silicone.

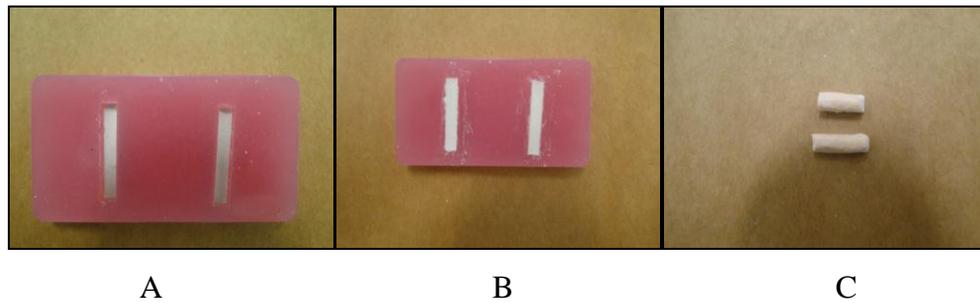


Figura 14 - Moldes com revestimento e barras prontas: A- Segundo molde de silicone com a barra de revestimento cerâmico da marca Dental Gilvest HS® posicionada para receber a barbotina; B- vazamento de barbotina de compósito cerâmico de mica moscovita; C- barras de compósito cerâmico de mica moscovita após sinterização. Nesta amostra: 20% de mica – temperatura de 950°C.

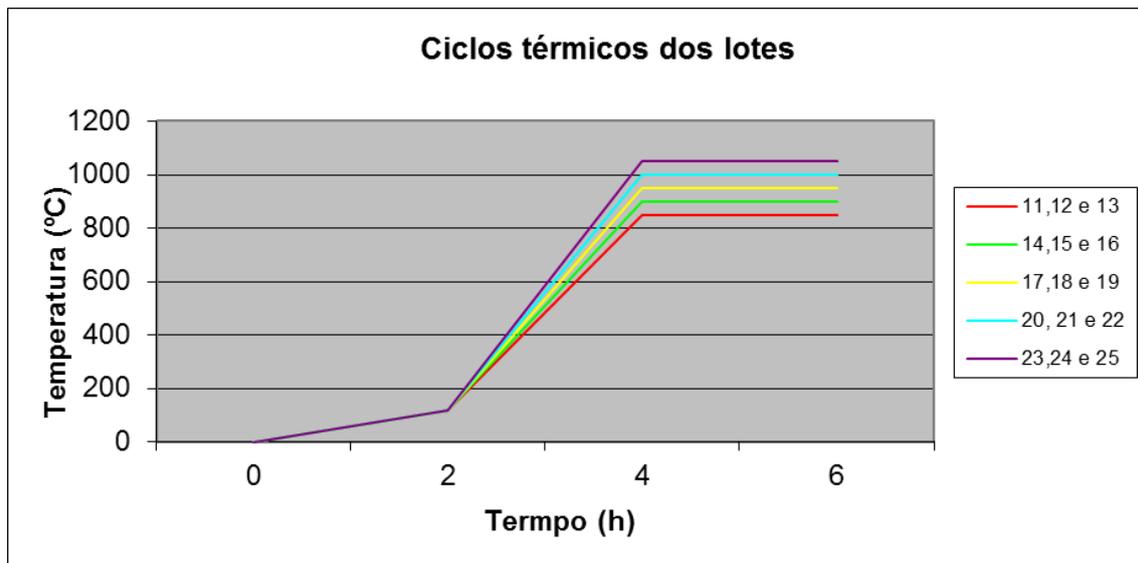


Figura 15 – Gráfico dos ciclos térmicos

4.2.2 Avaliação da contração do material compósito.

Para a avaliação do grau de contração do material compósito foram produzidas 75 barras de acordo com o procedimento descrito no item 4.2.1. Para cada conjunto de 5 barras foram especificados diferentes ciclos térmicos, de acordo com a listagem abaixo.

Lote 11- Temperatura de patamar 850°C. 0 % de Mica.
Lote 12- Temperatura de patamar 850°C. 10 % de Mica.
Lote 13- Temperatura de patamar 850°C. 20 % de Mica.
Lote 14- Temperatura de patamar 900°C. 0 % de Mica.
Lote 15- Temperatura de patamar 900°C. 10 % de Mica.
Lote 16- Temperatura de patamar 900°C. 20 % de Mica.
Lote 17- Temperatura de patamar 950°C. 0 % de Mica.
Lote 18- Temperatura de patamar 950°C. 10% de Mica.
Lote 19- Temperatura de patamar 950°C. 20 % de Mica.
Lote 20- Temperatura de patamar 1000°C. 0 % de Mica.
Lote 21- Temperatura de patamar 1000°C. 10 % de Mica.
Lote 22- Temperatura de patamar 1000°C. 20 % de Mica
Lote 23- Temperatura de patamar 1050°C. 0 % de Mica
Lote 24- Temperatura de patamar 1050°C. 10 % de Mica
Lote 25- Temperatura de patamar 1050°C. 20 % de Mica

Após serem retiradas do forno, as barras foram medidas com paquímetro universal da marca Starrett® onde se obteve as medidas de contração de cada barra. Assim foi feito o somatório de contração das barras e obteve-se a média de contração de cada lote. Através do programa estatístico STATISTICA-BASE produzido pela Statsoft® foi realizado uma análise ANOVA com os resultados das médias desses ensaios para os diferentes valores de adição de mica moscovita (10% e 20%) e temperaturas de patamar (850°C, 900°C, 950°C e 1000°C), seguindo-se dos testes de Tukey. Os lotes 11, 14, 17 e 20, correspondentes às amostras sem mica moscovita que serviram de controle. Os lotes 23, 24 e 25 foram excluídos dos testes estáticos.

4.2.2.1 Infiltração do material compósito.

Um conjunto de 10 barras do compósito (20% de mica moscovita), após a sinterização (temperaturas de “patamar” de 850°C e 950°C), foram submetidas ao processo de infiltração (In Ceram Spinel®) visando a formação da camada de vitrificação do compósito. Após a deposição dessa camada de infiltração as amostras foram levadas ao forno da marca VITA INCERAMAT® e submetidas ao ciclo térmico

apresentado na Figura17 para a etapa de vitrificação. Uma visualização dessas amostras é apresentada na Figura 16.



Figura 16 – (a) Barras de compósito cerâmico (mica moscovita 20%) com infiltração do produto de vitrificação In Ceram Spinel®. (b) Após o processo de vitrificação.

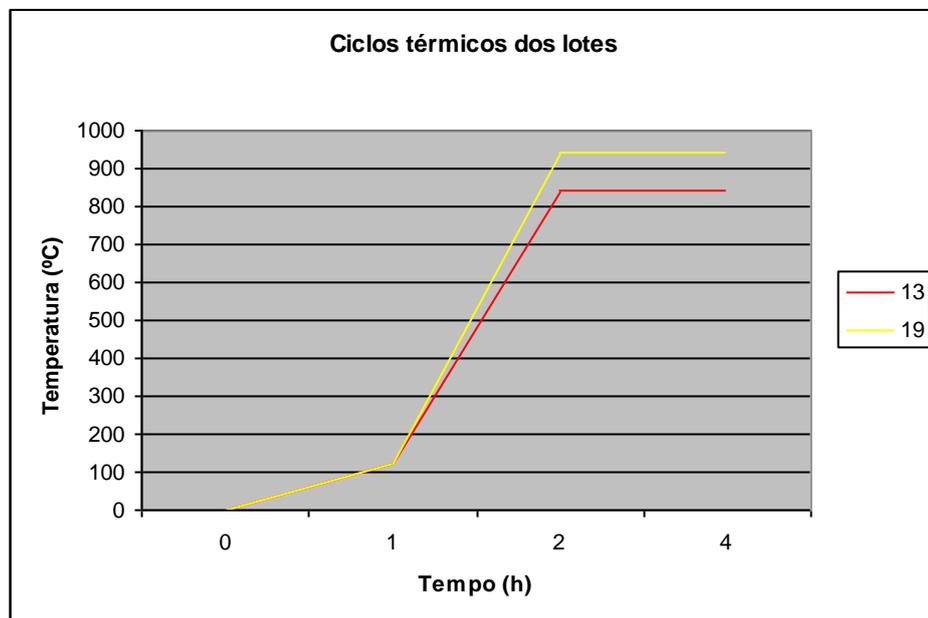


Figura 17 – Gráfico dos ciclos térmicos pra infiltração com vidro.

4.2.2.2 Porosidade superficial e análise por dispersão de energia (EDS).

Parte das amostras obtidas de acordo com o processo descrito no item 4.2.2.1 foram destinadas às análises por microscopia e por dispersão de energia. Estas amostras foram embutidas em resina acrílica, seguindo-se de lixamento (equipamento modelo DP-10 - Panambra®). A sequência de lixas empregadas foi a seguinte: 100, 200, 300, 400, 500, 600, 1.000 e 1.200 (Figura 18). Após esta preparação da superfície, as amostras foram recobertas com ouro (sputtering) - Este tratamento da superfície visam facilitar as medidas de dureza e as análises por microscopia eletrônica de varredura (MEV).



Figura 18 - A- Equipamento de preparação das amostras (lixamento / polimento) DP-10 (Panambra®); B - Barras de compósito cerâmico, embutidas após as etapas de lixamento / polimento.

Utilizou-se o microscópio eletrônico de varredura da marca JEOL, modelo JSM6460LV. Foram analisadas amostras submetidas a tratamento térmico com temperaturas de patamar de 850°C e 950°C, sem e com infiltração com vidro. Essas análises visavam identificar a porosidade superficial das amostras e, a partir das análises de EDS, uma identificação dos constituintes do material compósito.

4.2.3 Ensaios de Dureza Vickers.

Foram realizados ensaios de microdureza (microdurômetro Leitz Durimet 2®) em 10 barras obtidas de acordo com o processo descrito no item 4.2.2.1, ou seja, 5 para

temperatura de patamar de 850°C, e 5 para temperatura de patamar de 950°C . Cada amostra (barra) foi submetida a 15 endentações em diferentes regiões da superfície. A carga empregada nos ensaios foi de 1,0 kgf por 15 segundos. Uma câmera fotográfica digital (NIKON, Coolpix-950) foi acoplada à ocular do microdurômetro obtendo-se assim o registro fotográfico das endentações logo após a retirada do endentador (Figura 19).



Figura 19- Microdurômetro da marca Leitz Durimet 2® (PEMM/COPPE/UFRJ).

Através desses registros fotográficos (câmera fotográfica digital NIKON, modelo Coolpix-950® acoplada ao microdurômetro) foi possível avaliar as endentações válidas para as medidas de dureza: 4 trincas radiais iniciando do centro das endentações, isentas de ramificações ou lascas (Figura 20). As medidas das trincas e das diagonais foram feitas com o auxílio do programa Image - Pro Plus 6.0® (Media Cybernetics, USA).



Figura 20 - Exemplo de uma das endentações realizadas, durante o ensaio de dureza Vickers.

4.2.4 Difração de Raios - X do compósito cerâmico de mica moscovita.

Amostras selecionadas, obtidas de acordo com o item 4.2.1, foram submetidas às análises de difração de Raios-X. Estas análises foram realizadas em um difratômetro da marca BRUKER-AXS D5005®, radiação $\text{CoK}\alpha$, 35kV/40mA; tempo de contagem de 1s por passo e ângulo 2θ de 5 a 80 °. A interpretação qualitativa de espectro foi feita por comparação com padrões contidos no banco de dados PDF02 (ICDD, 2006) a partir do programa Bruker DiffracPlus®.

4.3 Confecção de modelo de gesso

4.3.1 Preparação do modelo de gesso

Modelos de gesso foram confeccionados seguindo o modelo de um dente anterior, incisivo central superior direito, elemento 11. A preparação desses modelos seguiu a metodologia relativa à restauração protética para a confecção de uma coroa de porcelana. O material escolhido foi o gesso da marca Dental Gilvest HS®, cujas

propriedades estão apresentadas no item 4.2.1. A manipulação do material seguiu a recomendação do fabricante.

4.3.2 Aplicação do material espaçador e barbotina

Após 3 horas da confecção do modelo, tempo necessário para a cura do gesso, lotes do modelo de gesso foram levados ao forno VITA INCERAMAT® e submetidos a ciclos térmicos com temperaturas de patamar de 850°C, 950°C e 1050°C, permanecendo por uma hora nessas temperaturas. Esta pré-queima teve por objetivo evitar a contração do modelo quando este estivesse com a camada de barbotina e fosse submetido ao ciclo térmico de sinterização para a obtenção do compósito. Logo após, fez-se a aplicação de um verniz espaçador que teve por finalidade não deixar que o compósito de vitrocerâmicas mica moscovita tenha aderência ao gesso. Além disso, este material também teve como função produzir um espaçamento de 1 a 2 µm em relação ao modelo do dente, para que neste espaçamento possa ser adicionado o agente cimentante que será aplicado na coroa de porcelana. O material espaçador escolhido foi o da marca Vita® de cor vermelha.

4.4 - Aplicação da barbotina.

Na preparação da barbotina foi utilizada água bi-destilada na temperatura de 80°C. A barbotina foi aplicada aos modelos de gesso conforme protocolo recomendado pela VITA®, disponível em <http://www.vita-zahnfabrik.com>. Cuidados especiais foram tomados para assegurar as dimensões de 2mm na incisal, 1mm no corpo e palatina e 0,8mm na região de colo (medidas 'padrão'). Com a barbotina aplicada ao modelo, foi obedecido o tempo de espera de 24 horas para que ocorresse uma pré-secagem da barbotina na temperatura ambiente. Esta etapa é importante para evitar que a barbotina seja levada ao forno com excesso de água decorrente de sua manipulação, e assim, ocorram trincas ou rachaduras em sua estrutura durante a sinterização. As Figuras 21 e 22 apresentam as etapas do processo.

Foram confeccionadas 7 amostras de modelo de gesso com barbotina para cada ciclo térmico escolhido (temperaturas de patamar de 850°C, 950°C e 1050°C).



Figura 21 – Modelos de gesso: após ser retirado da matriz, modelo de gesso com o verniz espaçador da Vita® e modelo de gesso com o verniz espaçador da Vita® e aplicação de barbotina.

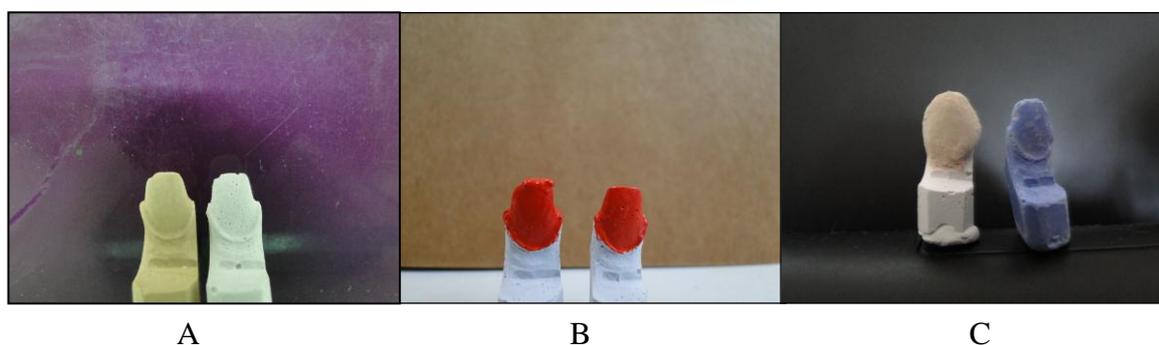


Figura 22– Comparação dos modelos: A- Modelo mestre em comparação com o modelo de gesso após a pré-queima, notar que não há contração no tamanho. B - Modelo de gesso com o verniz espaçador marca VITA®. C – Modelo de gesso com a barbotina aplicada logo após ser retirado do forno, comparado ao modelo de gesso comum, notar o tamanho ideal que deve ter a infraestrutura para que não haja trincas ou rachaduras e que se tenha a possibilidade de pequenas usinagens na peça.

4.4.1 - Tratamentos térmicos

Os tratamentos térmicos foram realizados em forno VITA INCERAMAT® ao ar. Foram realizados ensaios com 7 amostras para cada ciclo térmico: lote 1: temperatura final para sinterização (patamar) de 850°C, lote 2 : temperatura de 950°C e lote 3: temperatura de 1050°C. No caso dos lotes 2 e 3, estes foram subdivididos em tipos A e B: tipo A com dimensões padrão e tipo B com as dimensões padrão acrescido de 1mm a mais de espessura em todas as dimensões exceto no colo que deve ser de 0,8mm. Os ciclos térmicos de sinterização estão detalhados a seguir:

Lote 1:

Rampa (a): elevação das temperaturas de 0 até 120°C – tempo de 2 horas.

Rampa (b): elevação das temperaturas de 120 até 850°C – tempo de 2 horas.

Patamar: temperatura de 850°C – tempo de 2 horas

Lote 2

Rampa (a): elevação das temperaturas de 0 até 120°C – tempo de 2 horas.

Rampa (b): elevação das temperaturas de 120 até 950°C – tempo de 2 horas.

Patamar: temperatura de 950°C – tempo de 2 horas

Lote 3

Rampa (a): elevação das temperaturas de 0 até 120°C – tempo de 2 horas.

Rampa (b): elevação das temperaturas de 120 até 1050°C – tempo de 2 horas.

Patamar: temperatura de 1050°C – tempo de 2 horas

As Figuras 23 e 24 apresentam os modelos antes e depois do processo de sinterização

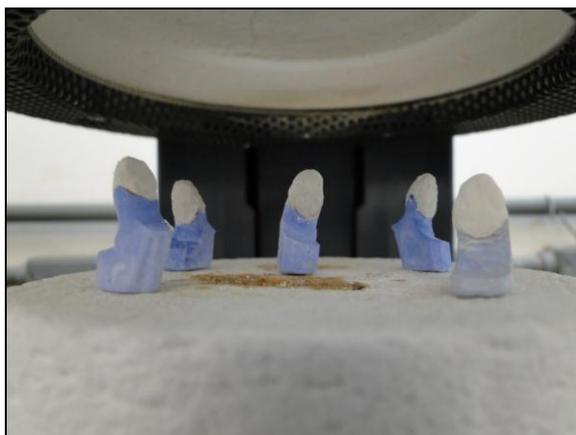


Figura 23 – Modelos de gesso com barbotina colocados no forno Vita in ceram®. (VITA INCERAMAT®).



Figura 24 – Modelos de gesso após sinterização da vitrocerâmica no forno Vita in ceram®. (VITA INCERAMAT®).

4.4.2 Infiltração com vidro

Após as sinterizações referidas acima, parte das amostras dos lotes 1 e 2 (subgrupo B) receberam uma camada de infiltração (vidro do tipo In Ceram Spinel® marca VITA®). Estas amostras foram submetidas a novos ciclos térmicos. No caso do lote 1 a temperatura de patamar do ciclo de vitrificação foi 840°C, e no caso do lote 2B, 940°C. O vidro escolhido foi o in ceram spinel® da marca VITA® por se tratar de um dos três tipos de vidros presentes no mercado próprios para infiltração, ser de fácil aplicação e também por ser usado pelo produto similar ao que está sendo desenvolvido

neste trabalho. Apresenta cerca de 30 a 35% de peso do elemento químico La (Lantânio). O processo de sinterização para a vitrificação foi realizado no forno VITA INCERAMAT®, de acordo com os seguintes ciclos térmicos:

Lote 1

Rampa (a): elevação das temperaturas de 0 até 120°C – tempo de 1 hora.

Rampa (b): elevação das temperaturas de 0 até 840°C – tempo de 1 hora.

Patamar: temperatura de 840°C – tempo de 2 horas

Lote 2B

Rampa (a): elevação das temperaturas de 0 até 120°C – tempo de 1 hora.

Rampa (b): elevação das temperaturas de 0 até 940°C – tempo de 1 hora.

Patamar: temperatura de 940°C – tempo de 2 horas.

4.5 Controle da qualidade da infraestrutura (casquete) para coroas protéticas.

Os parâmetros de controle de qualidade das peças de infraestrutura foram: contração, falha/trinca e obtenção da coroa protética na forma final.

4.5.1 Contração.

Os lotes 1, 2 e 3 foram avaliados com o auxílio de um paquímetro da marca Starrett® para saber se houve contração em volume e dimensões da infraestrutura em relação ao modelo mestre principal.

4.5.2 Falha/Trinca.

Os lotes 1, 2 e 3 foram testados quanto à facilidade de remoção do modelo gesso após os processos de sinterização e infiltração com vidro, e se ocorria falha ou trinca nas amostras sinterizadas.

4.5.3 Obtenção da coroa protética na forma final.

Uma porcelana de cobertura da marca VITA® de cor A3 foi aplicada sobre o casquete (infraestrutura) de acordo com o procedimento recomendado pelo fabricante. O processo se fez em três etapas, aplicando o material e levando ao forno VITA INCERAMAT®. A temperatura utilizada foi de 800°C.

5-APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.

5.1 Barbotina - qualificação.

Foi obtida uma barbotina possível de ser aplicada em formato de infraestrutura. A barbotina desenvolvida apresentou propriedades de fluidez e viscosidade controladas.

5.2 Corpos de Prova – Barras.

5.2.1 Contração.

A Tabela IV abaixo demonstra os resultados obtidos com referencia nas contrações das barras.

Tabela IV – Medidas de contração das barras em função da temperatura e teor de mica moscovita no compósito cerâmico.

Temperatura °C	Teor de mica (%)	Medidas de contração de cada barra (mm).	Média de contração das barras (mm).	Média de contração das barras (%).
850°C lote11	0	5,1; 5,4; 5,1; 5,6; 5,8	5,4	22,5
850°C lote12	10	2,0; 2,2; 2,1; 2,3; 1,9	2,1	8,5
850°C lote13	20	0,5; 0,5; 0,5; 0,6; 0,4	0,5	2,0
900°C lote14	0	4,4; 4,4; 4,2; 4,5; 4,5	4,4	18,3
900°C lote15	10	1,5; 1,7; 1,7; 2,0; 2,1	1,8	7,5
900°C lote16	20	0,2; 0,2; 0,3; 0,3; 0,5	0,3	1,25
950°C lote17	0	4,0; 4,0; 4,1; 4,2; 4,2	4,1	17,0
950°C lote18	10	1,1; 1,1; 1,0; 1,0; 1,4	1,1	4,5
950°C lote 19	20	0,1; 0,1; 0,1; 0,1; 0,2	0,1	0,4
1000°C lote20	0	3,8; 3,8; 3,9; 3,9; 4,1	3,9	16,2
1000°C lote21	10	1,5; 1,6; 1,4; 1,6; 1,7	1,6	6,6
1000°C lote22	20	1,0; 1,2; 1,2; 1,3; 1,3	1,2	5,0
1050°C lote23	0	12,1; 9,8; 10, 4, 11,5; 12,3	11,2	46,6*
1050°C lote24	10	11,1; 9,5; 11,1; 10,2; 11,7	10,7	44,6*
1050°C lote25	20	10,2; 10,3; 9,2; 10,1; 10,7	10,1	42,0*

*Nota: Verificou-se que o compósito cerâmico de mica moscovita além de contração no ciclo térmico de 1050°C, sofreu deslocamento no sentido vertical ao da barra, ou seja, não permaneceu com o mesmo padrão das demais barras, sendo por isto, estas amostras foram eliminadas do teste estatístico.

Com o software estatístico STATISTICA-BASE produzido pela Statsoft®, obteve-se os seguintes resultados;

- 1- Médias das barras com 10% de Mica moscovita, ou seja, lotes 12, 15, 18 e 21;

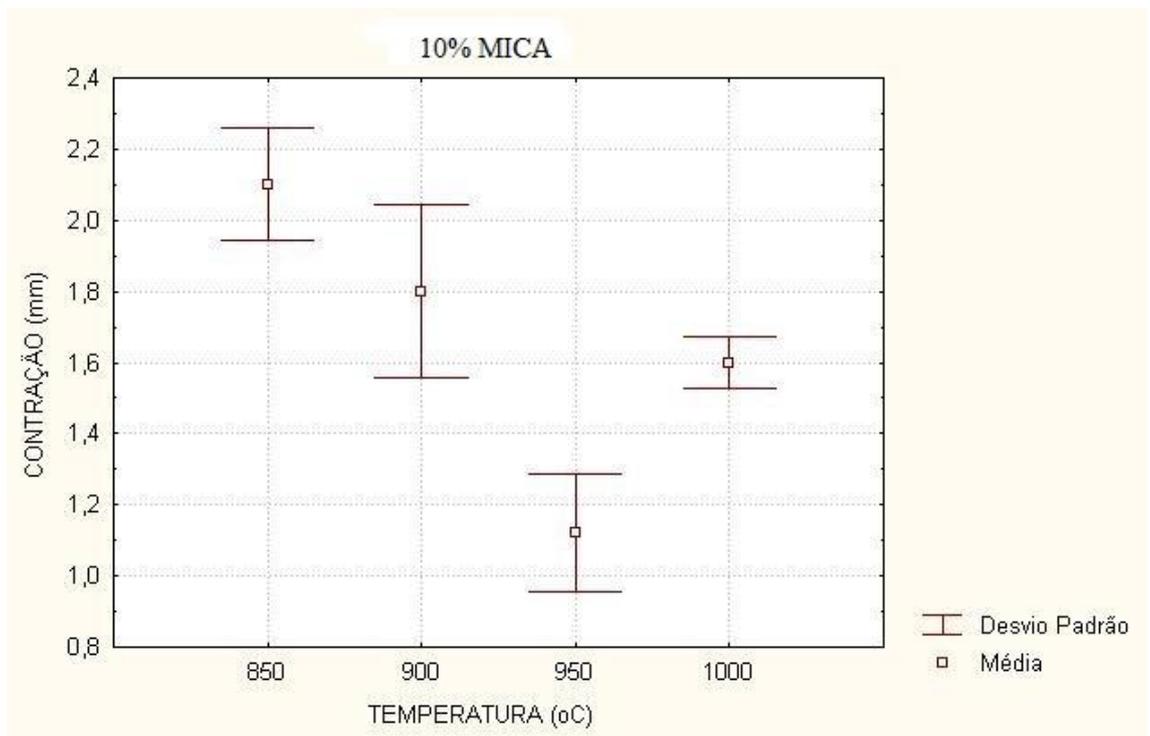


Figura 25- Gráfico contração x temperatura compósito cerâmico com 10% de Mica.

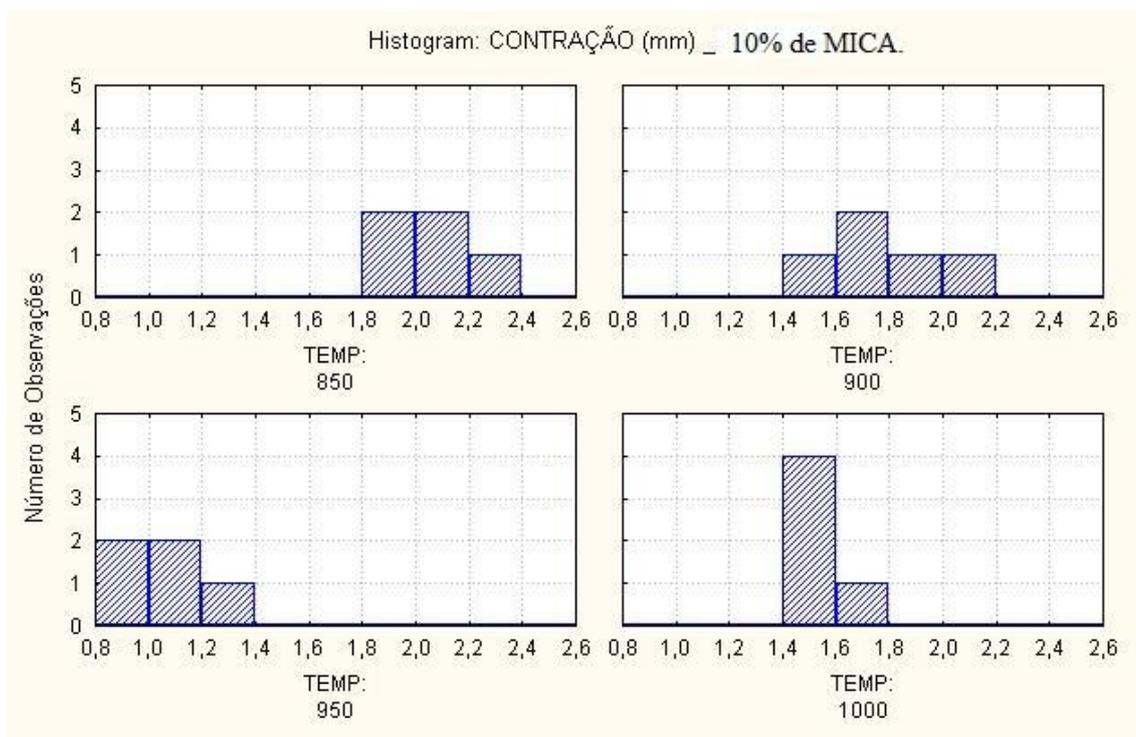


Figura 26 - Histograma contração x temperatura compósito cerâmico com 10% de Mica.

Tabela V- Teste de Tukey para barras de compósito cerâmico com 10% de Mica.

Temperatura °C	[1] M= 2,1	[2] M=1,8	[3] M=1,12	[4] M=1,6
[1] 850		0, 059175	0, 000186	0, 001578
[2] 900	0, 059175		0, 000228	0, 287964
[3] 950	0, 000186	0, 000228		0, 002230
[4] 1000	0, 001578	0, 287964	0, 002230	

2- Médias das barras com 20% de Mica moscovita, ou seja, lotes 13, 16, 19 e 22;

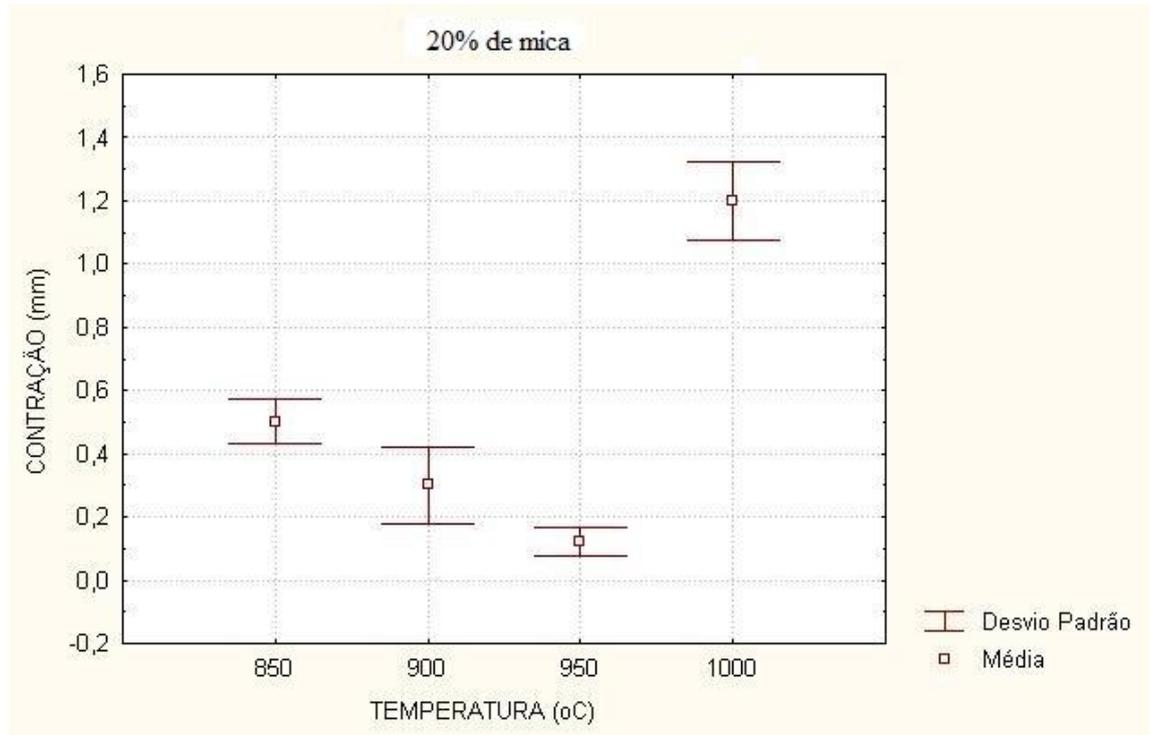


Figura 27- Gráfico contração x temperatura compósito cerâmico com 20% de Mica.

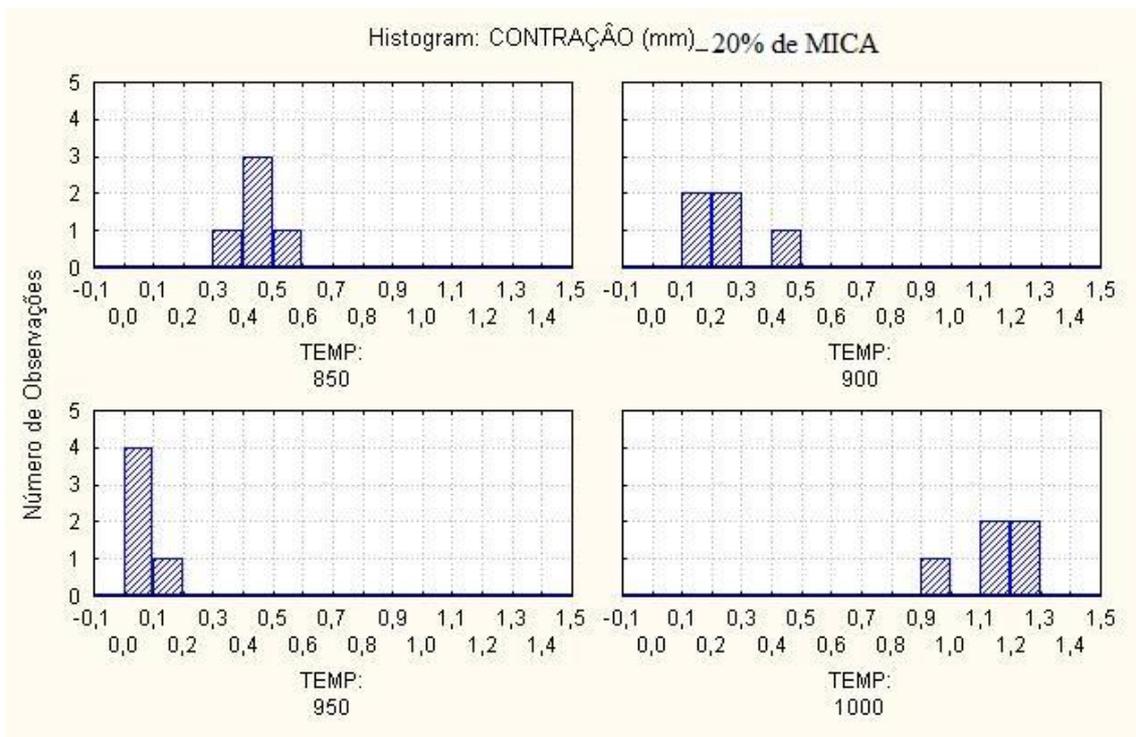


Figura 28 - Histograma contração x temperatura compósito cerâmico com 20% de Mica.

Tabela VI - Teste de Tukey para barras de compósito cerâmico com 20% de Mica.

Temperatura °C	[1] M=0,5	[2] M=0,3	[3] M=0,12	[4] M=1,2
[1] 850		0, 21740	0, 000232	0, 000185
[2] 900	0, 21740		0, 041472	0, 000185
[3] 950	0, 000232	0, 041475		0, 000185
[4] 1000	0, 000185	0, 000185	0, 000185	

3- Médias das barras com temperatura de 950°C e com as seguintes porcentagens de mica 0%, 10% e 20% ou seja, lotes 17, 18 e 19;

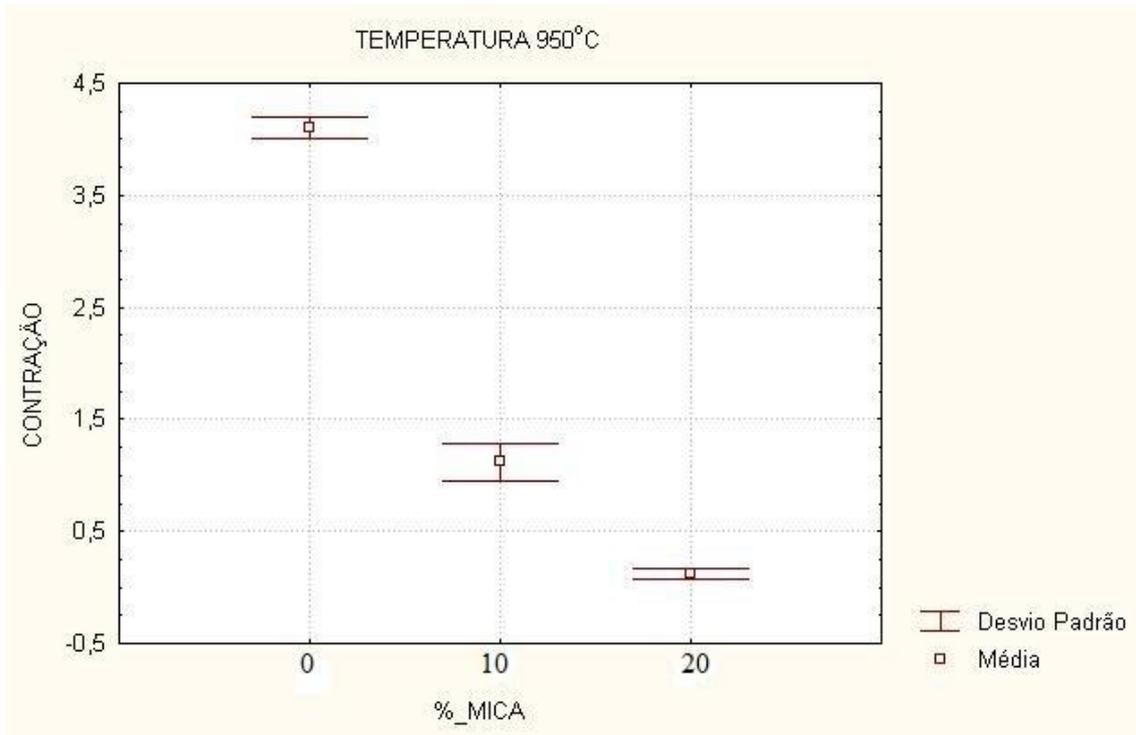


Figura 29- Gráfico contração x temperatura compósito cerâmico de Mica moscovita com temperatura de 950°C com percentagem de 0;10 e 20%.

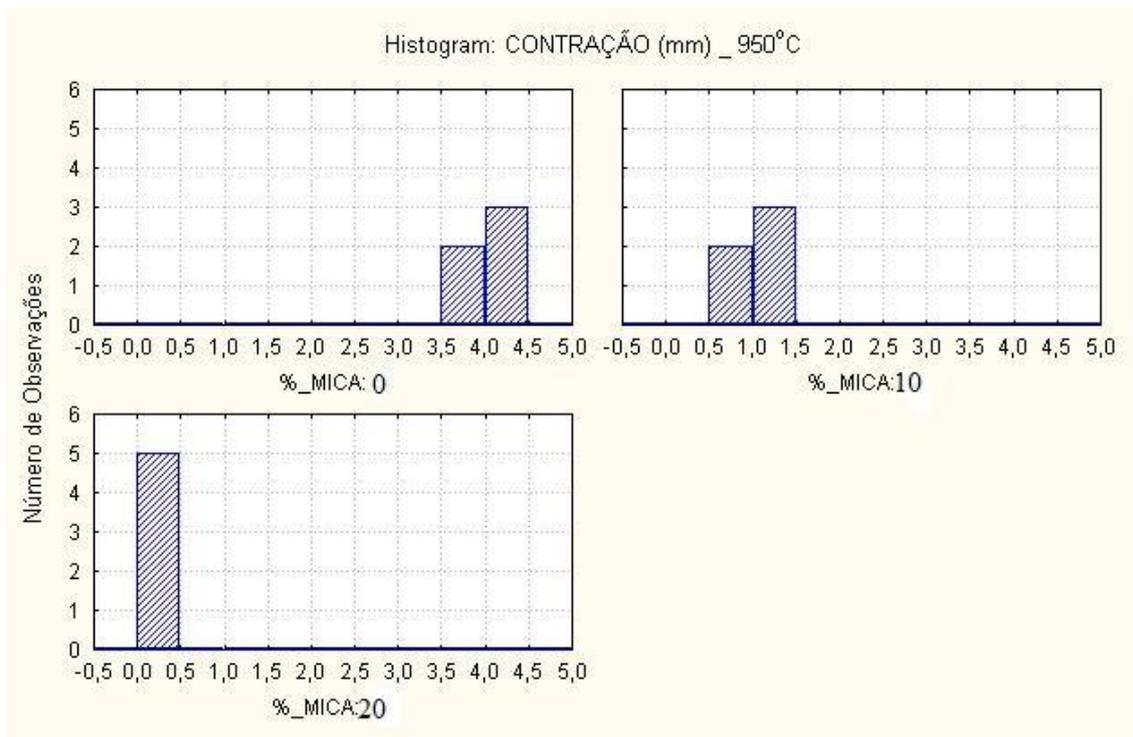


Figura 30 - Histograma contração x temperatura compósito cerâmico de Mica moscovita com temperatura de 950°C.

Tabela VII- Teste de Tukey para barras de compósito cerâmico em temperatura de 950°C. Com 0; 10 e 20% de Mica.

% Mica	[1] M= 4,1	[2] M=1,12	[3] M=0,12
[1] 0%		0, 000190	0, 000190
[2] 10%	0, 000190		0, 000190
[3] 20%	0, 000190	0, 000190	

As figuras 31 e 32, demonstram as barras de gesso da marca Dental Gilvest HS® com compósito cerâmico de mica moscovita com diferentes porcentagens. Foi verificado que, tanto a barra quanto o compósito, possuem a mesma medida e que há contração do compósito de mica moscovita após sinterização do mesmo.

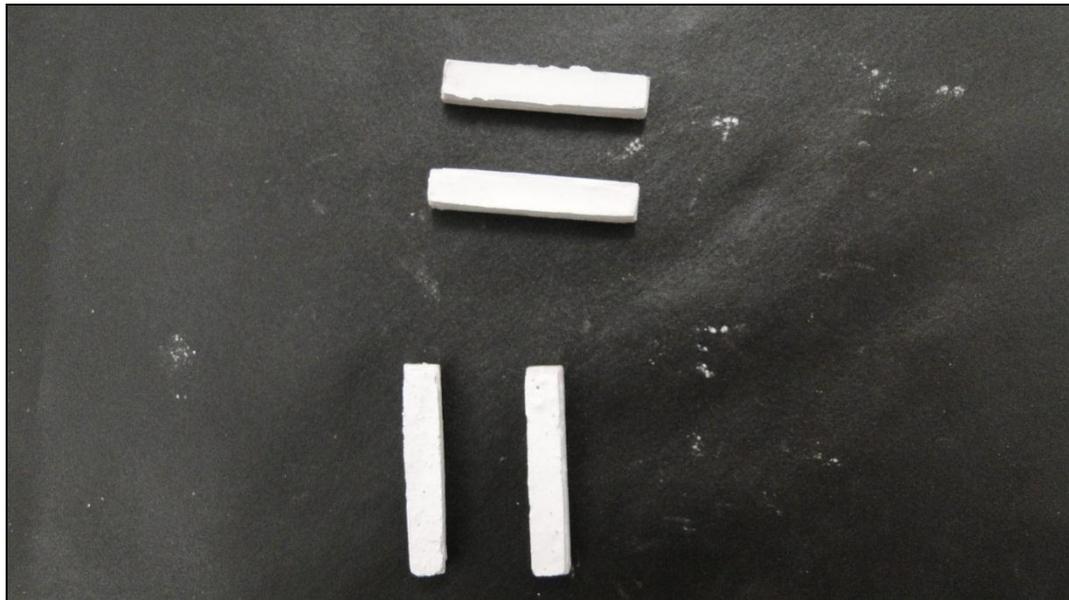


Figura 31 – Barras de gesso da marca Dental Gilvest HS® com compósito cerâmico de mica moscovita de diferentes lotes, notar que ambos estão com as mesmas dimensões.



Figura 32 – Barras de gesso da marca Dental Gilvest HS® com compósito cerâmico de mica moscovita. Notar que todas as barras estão com as mesmas dimensões, o que não acontece com o compósito (parte superior), ou seja: ocorreu contração do compósito cerâmico de mica moscovita e que depende do seu teor.

Os eventos demonstrados anteriormente definem a temperatura de patamar de 950°C e a porcentagem de 20% como a melhor escolha.

Como controle foi escolhido a temperatura de patamar de 850 °C e porcentagem de 20%, visto ser a temperatura de menor patamar de sinterização.

5.2.2 Análise em MEV: avaliação da porosidade e microanálise por R-X.

O microscópio eletrônico de varredura gerou imagens em 100X, 500X, 1000X E 3000X de aumento para análises qualitativas da porosidade superficial mostradas abaixo.

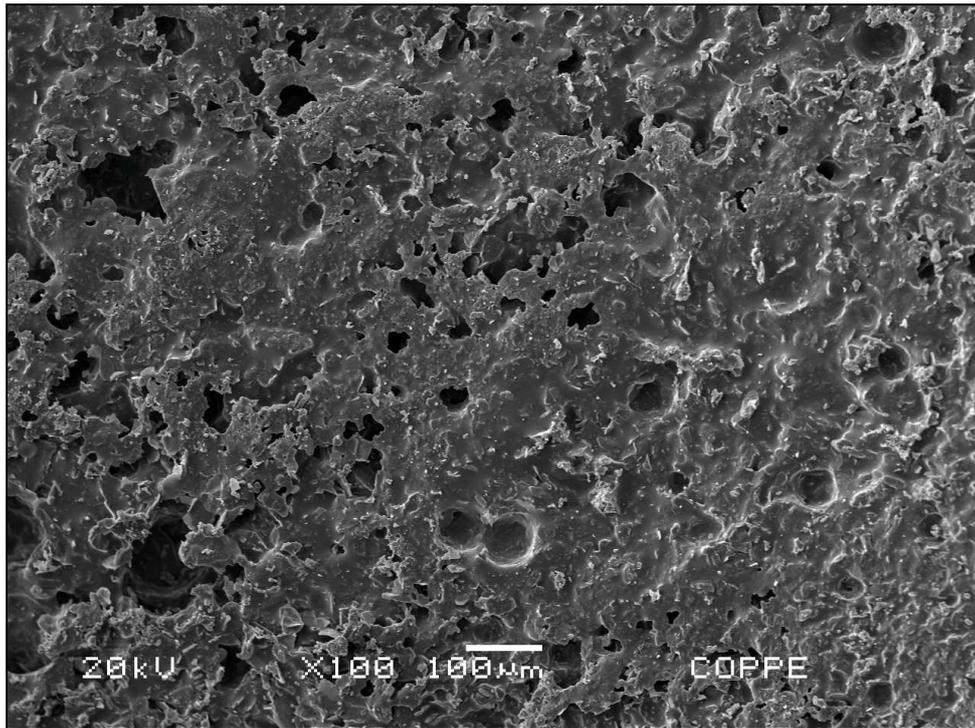


Figura 33- Micrografia eletrônica obtida com 100x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C.

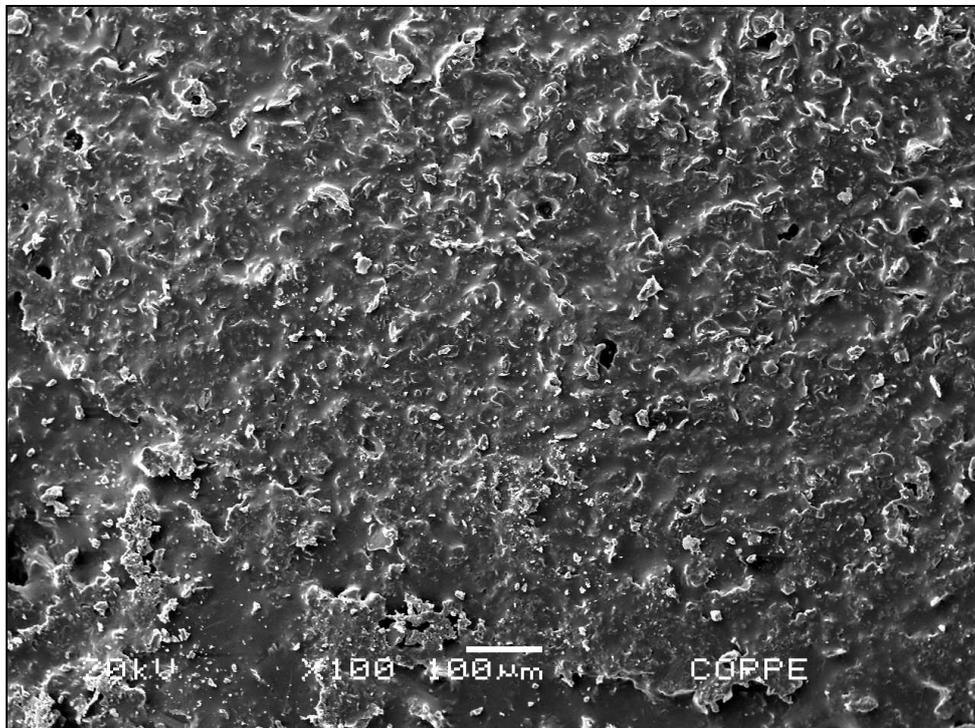


Figura 34 - Micrografia eletrônica obtida com 100x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C.

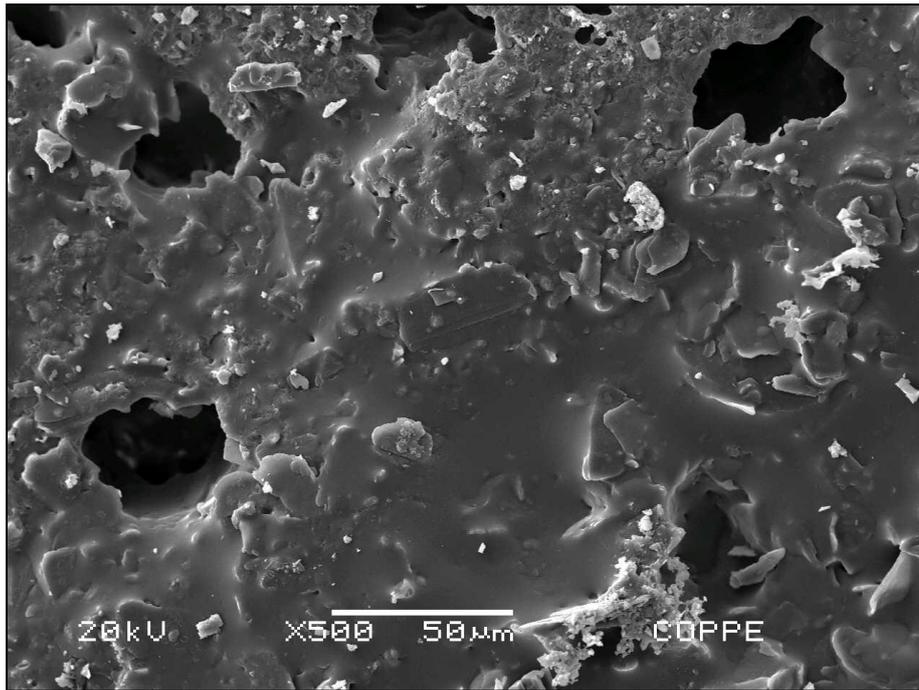


Figura 35 - Micrografia eletrônica obtida com 500x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C.

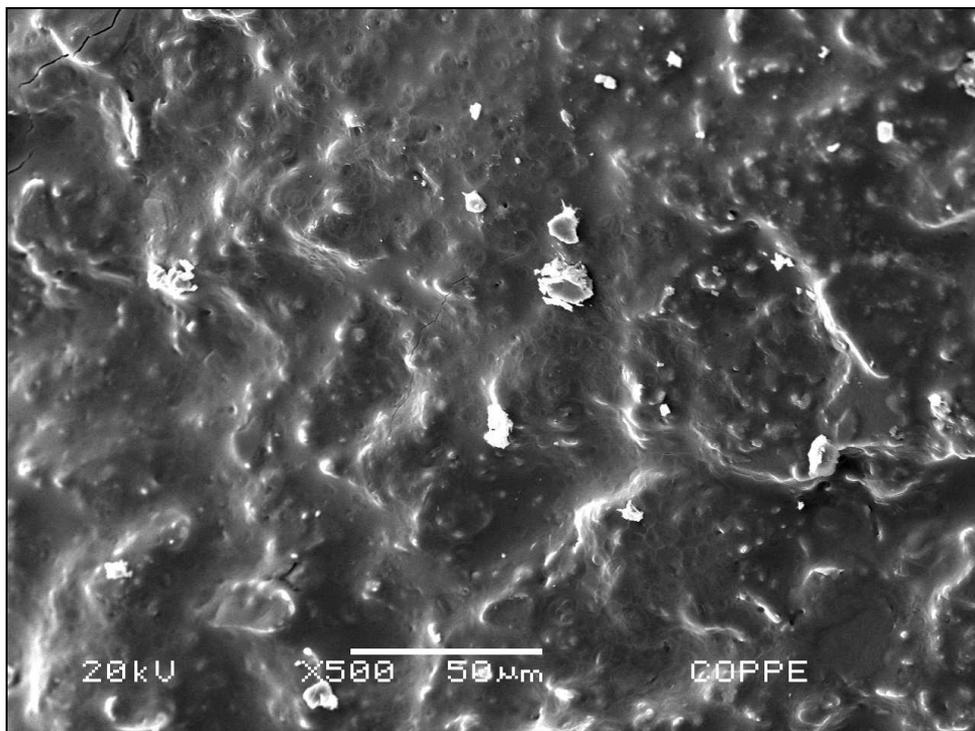


Figura 36 - Micrografia eletrônica obtida com 500x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C.

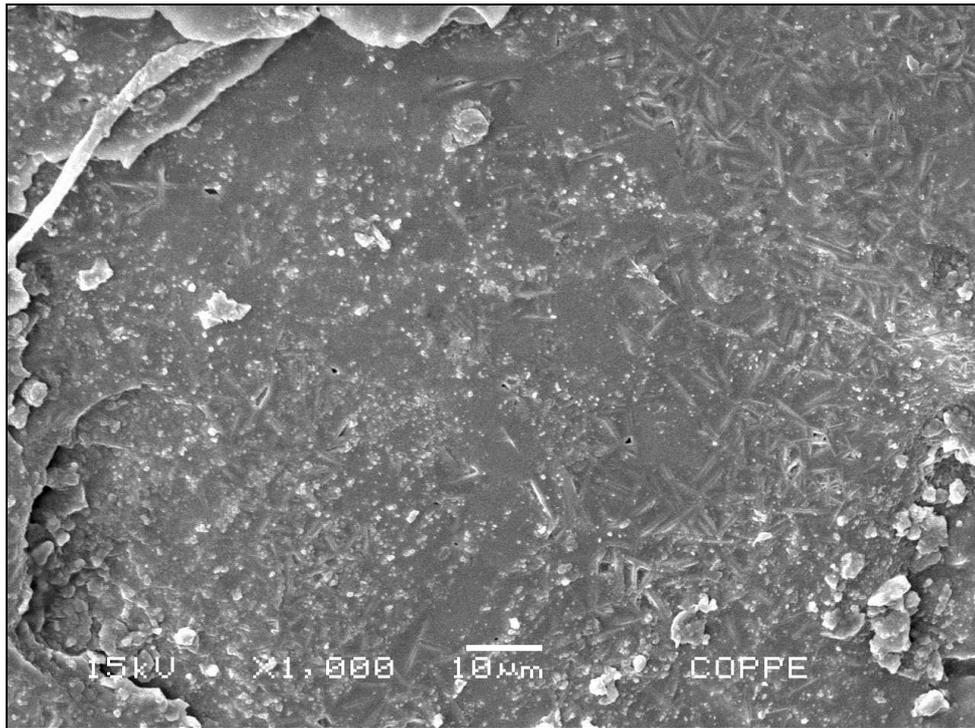


Figura 37 - Micrografia eletrônica obtida com 1000x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.

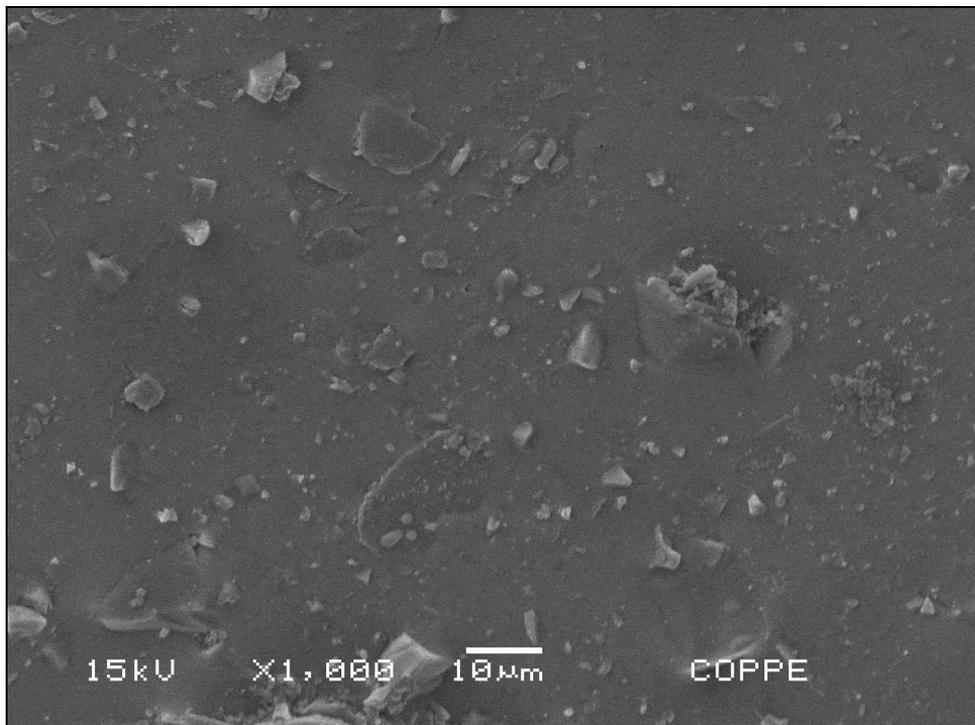


Figura 38 - Micrografia eletrônica obtida com 1000x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.

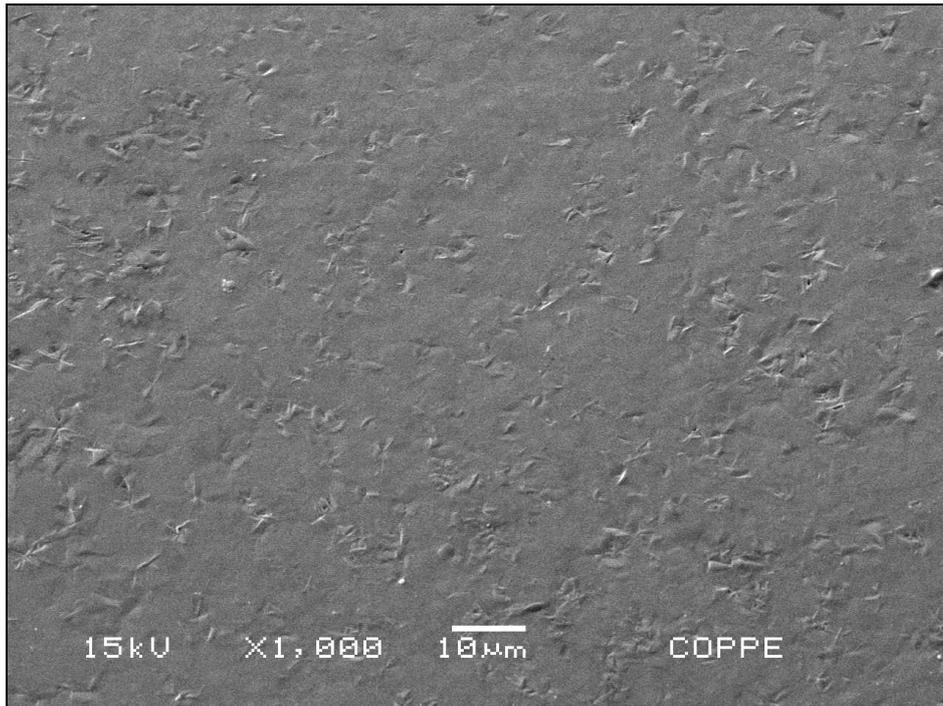


Figura 39 - Micrografia eletrônica obtida com 1000x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.

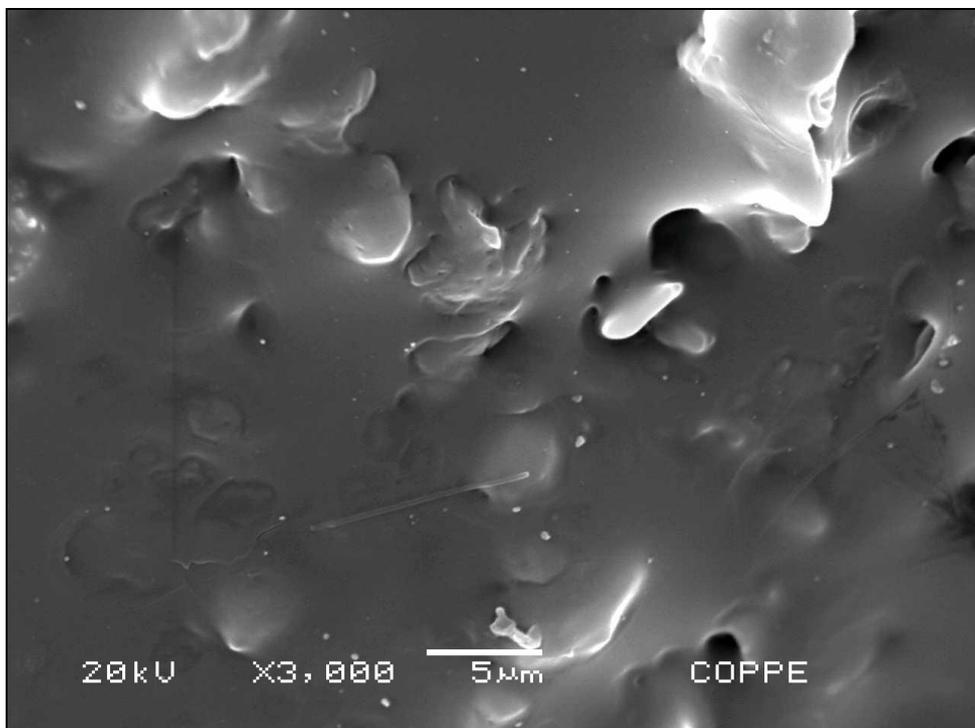


Figura 40- Micrografia eletrônica obtida com 3000x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C.

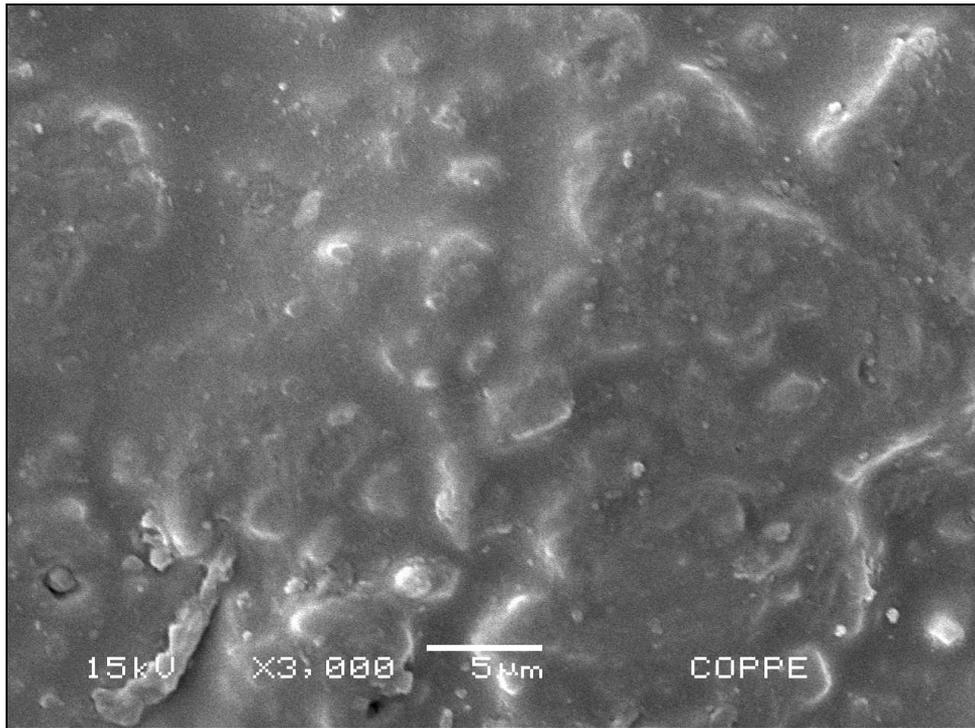


Figura 41- Micrografia eletrônica obtida com 3000x de aumento, de compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C.

Nas figuras 42-52 são apresentados os resultados obtidos na microanálise por dispersão de energia (EDS) dos compósitos de cerâmicos de mica moscovita 20% produzidos com temperaturas de sinterização de 850°C ou de 950°C.

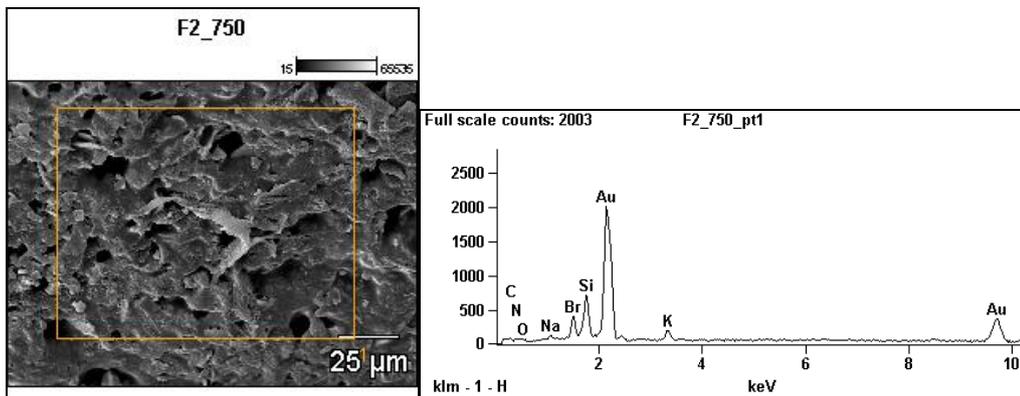


Figura 42- Micrografia eletrônica e EDS do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C.

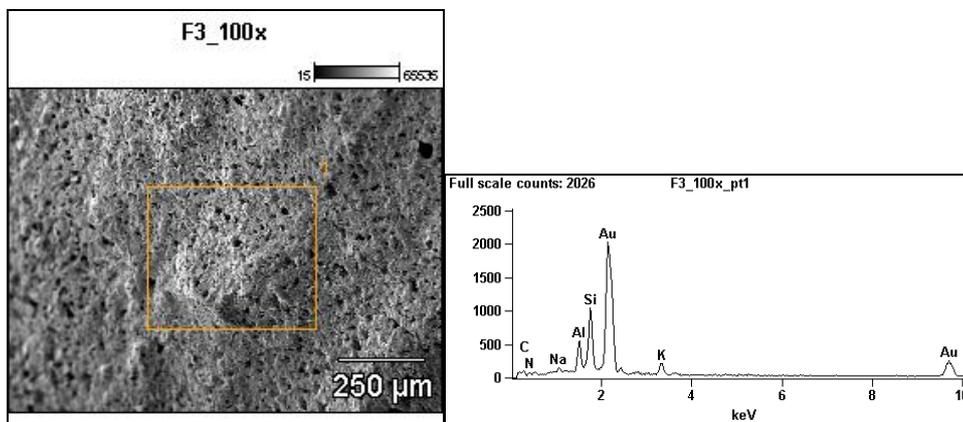


Figura 43- Micrografia eletrônica e EDS do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C.

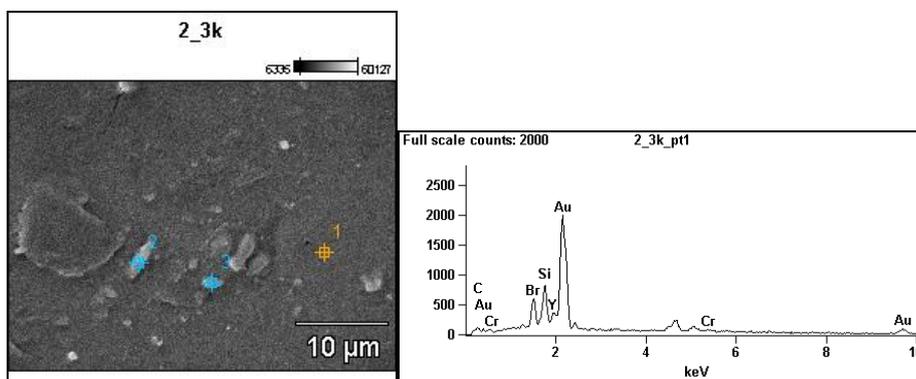


Figura 44- Micrografia eletrônica e EDS no ponto 1 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.

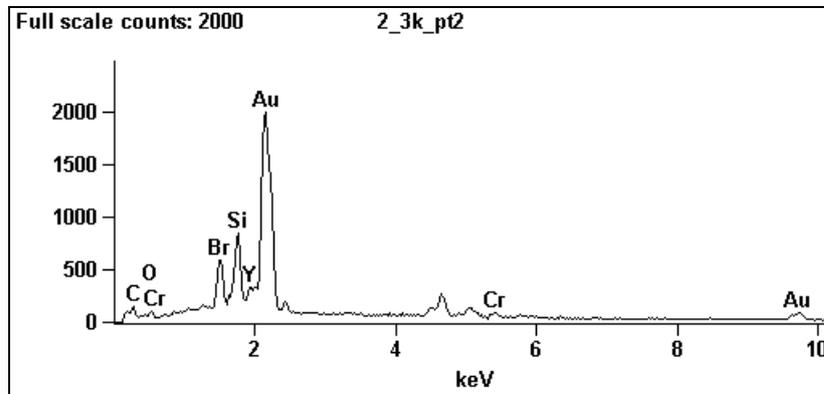


Figura 45 - EDS no ponto 2 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.

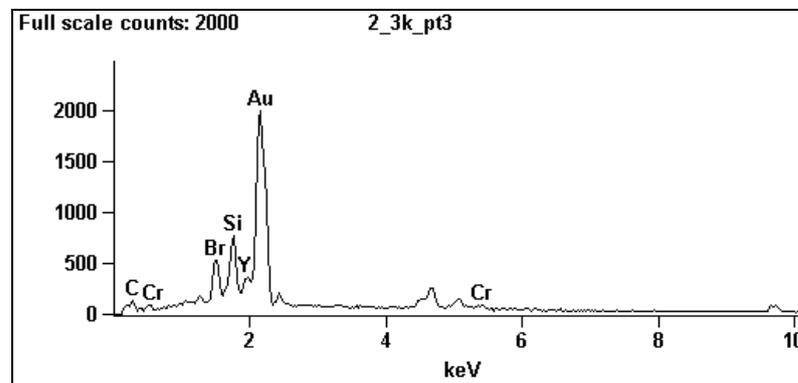


Figura 46 - EDS no ponto 3 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 850°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.

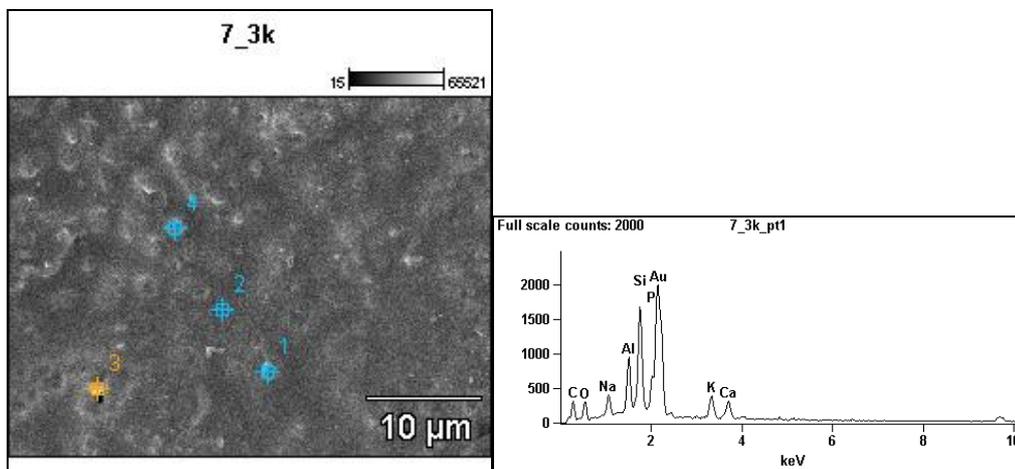


Figura 47 - Micrografia eletrônica e EDS no ponto 1 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.

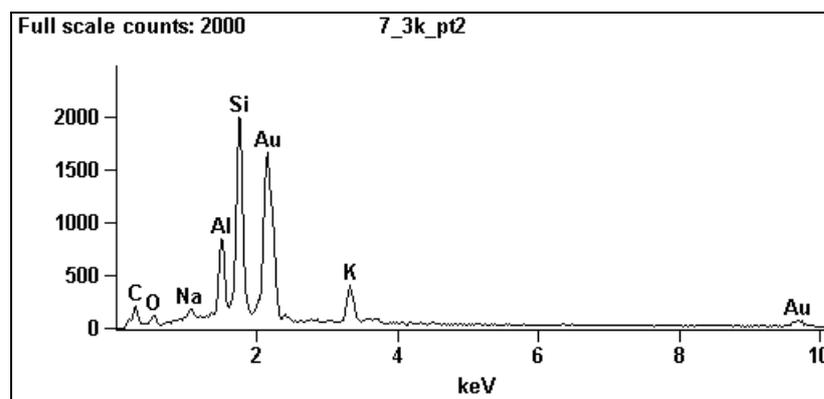


Figura 48 - EDS no ponto 2 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.

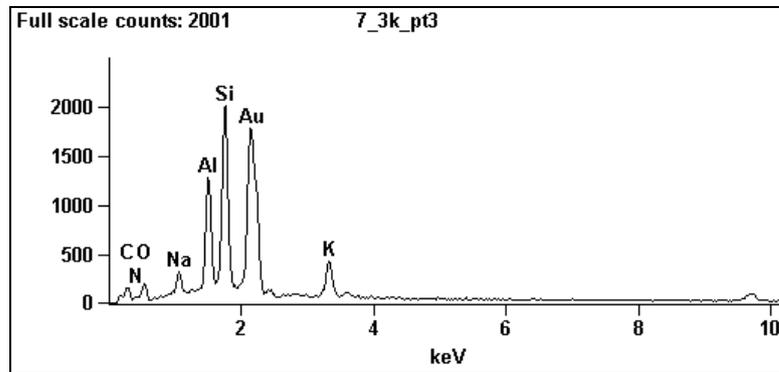


Figura 49 - EDS no ponto 3 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.

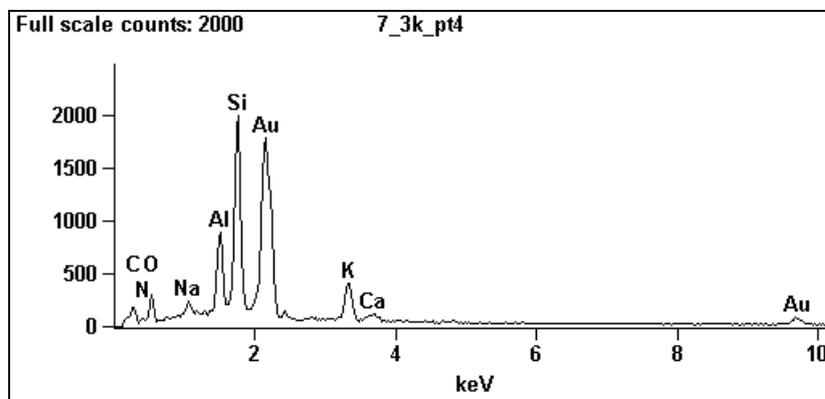


Figura 50 - EDS no ponto 4 do compósito cerâmico de mica moscovita 20% em temperatura de 950°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel®.

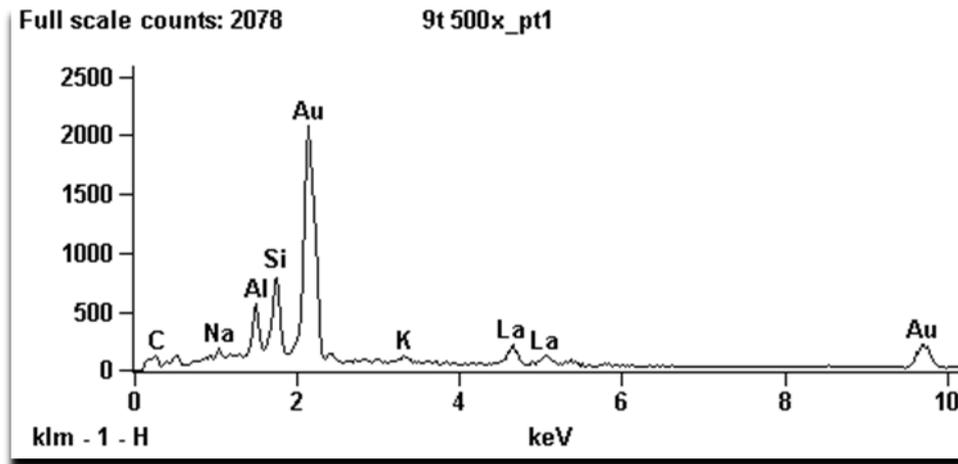
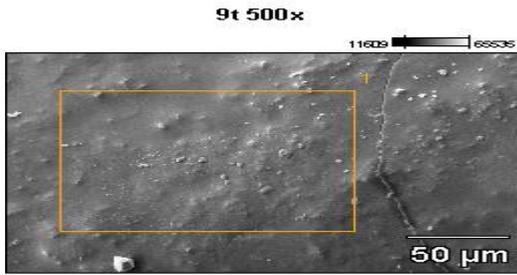


Figura 51- Micrografia eletrônica obtida com aumento de 500X do Compósito cerâmico de mica moscovita 20% sinterizado a 850°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel® e seu respectivo EDS.

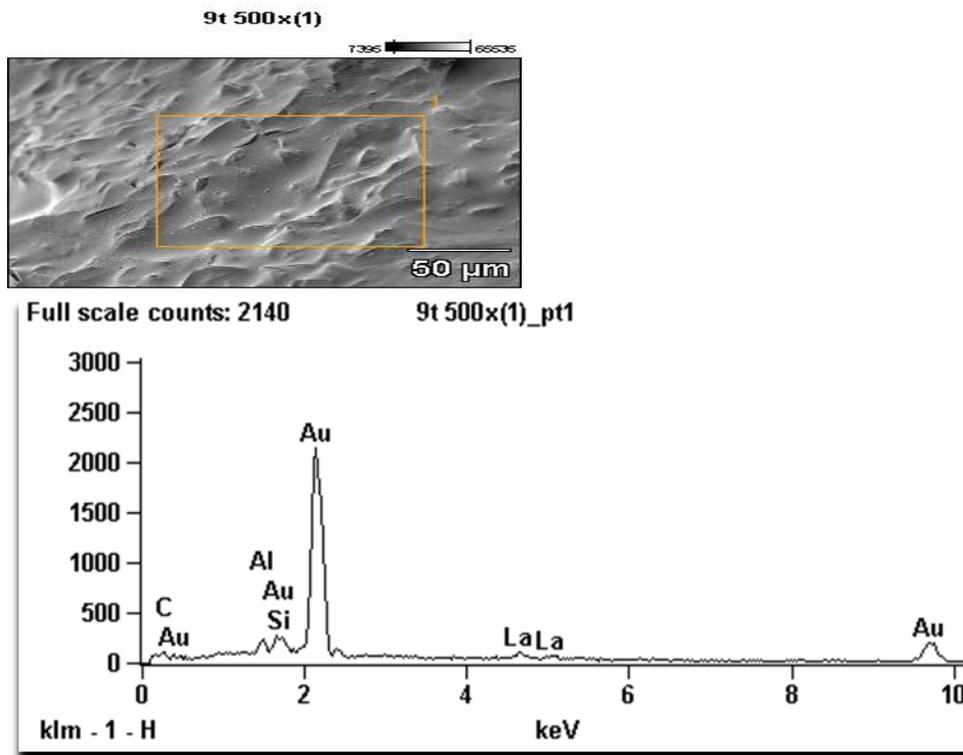


Figura 52- Micrografia eletrônica obtida com aumento de 500X Compósito cerâmico de mica moscovita 20% sinterizado a 950°C, com infiltração de vidro da marca in ceram spinel® e seu respectivo EDS.

5.2.3 Testes de dureza

Foram obtidos os seguintes resultados com 5 amostras de cada compósito cerâmico de mica moscovita 20% sinterizados a temperatura de 850°C e 950°C, com 15 indentações para cada amostra. A média dos valores e seus respectivos desvios padrão são demonstrados na tabela VIII;

Tabela VIII - Média dos valores de dureza Vickers e seus respectivos desvios padrão de compósitos cerâmicos de mica moscovita a 20% sinterizados a diferentes temperaturas.

Vitrocerâmica	HV (GPa)	Desvio Padrão
Temperatura de 850°C	3,93	± 0,2
Temperatura de 950°C	4,07	±0,2

5.2.4 Difração de RX do compósito cerâmico de mica moscovita

As Figuras 53 a 55 apresentam os difratogramas relativos às amostras do compósito cerâmico de mica moscovita com 20% de mica, para as temperaturas de patamar de sinterização de 850°C e 950°C, respectivamente.

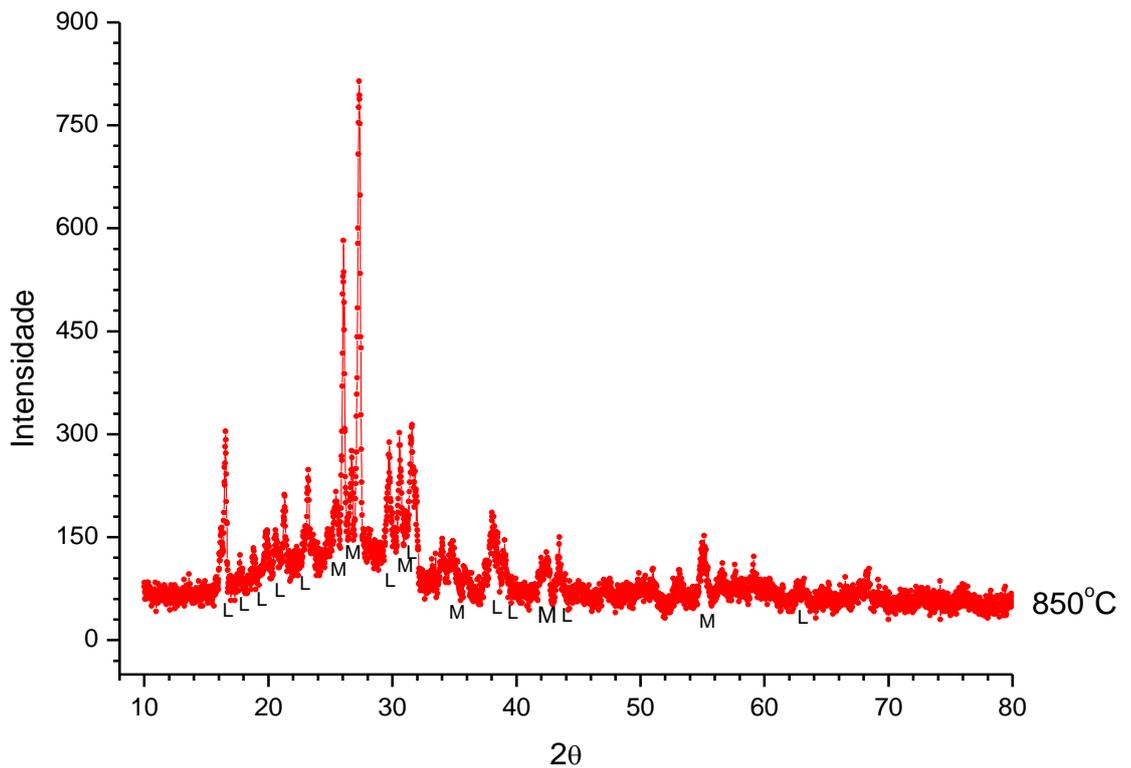


Figura 53 - Difratograma de raios-X para amostras de frita de vidro + 20% de mica moscovita sinterizados em temperatura de 850°C. (L- Leucita; M- Mica moscovita).

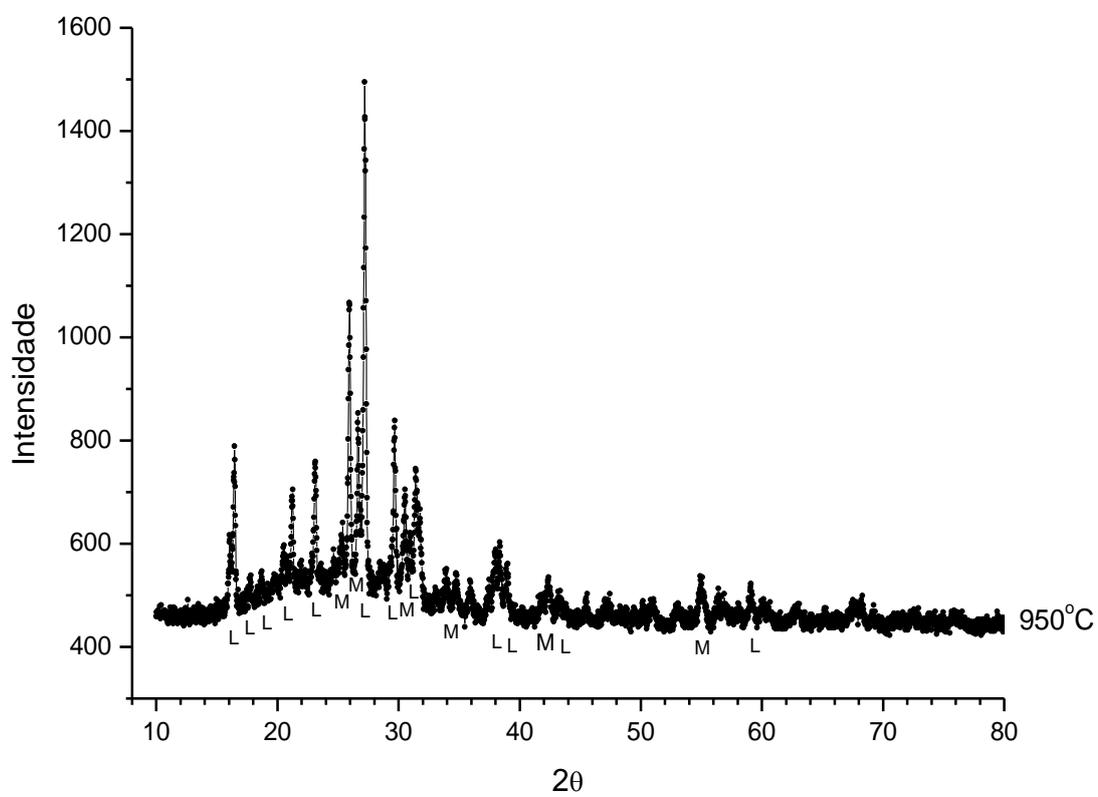


Figura 54 - Difratoograma de raios-X para amostras de frita de vidro + 20% de mica moscovita sinterizados em temperatura de 950°C. (L- Leucita; M- Mica moscovita).

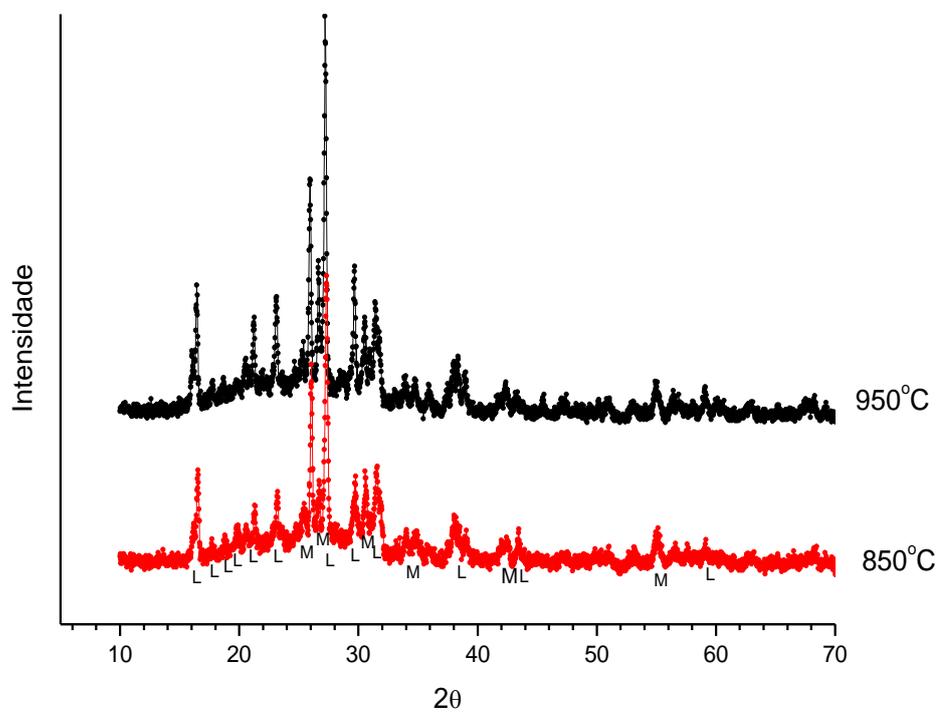


Figura 55 - Difratoograma de raios-X para amostras de frita de vidro + 20% de mica moscovita sinterizados em temperatura de 850°C e 950°C, num comparativo entre as duas temperaturas. (L- Leucita; M- Mica moscovita).

5.3 Infraestruturas / casquete: mica 20% - temperaturas de patamar diferentes.

A partir dos resultados demonstrados no item 4.2.1, foram selecionadas as temperaturas de 850°C (menor temperatura de patamar para sinterização) e 950 °C (temperatura de patamar em que ocorreu menor contração) para fabricação da infraestrutura. A quantidade de Mica moscovita no compósito foi de 20% de acordo com os mesmos parâmetros. Visando analisar a influência da estabilidade dimensional com a temperatura na infraestrutura, foi utilizada, também a temperatura de 1050 °C, mantendo-se a mesma quantidade de Mica moscovita (20%).

A figura 56 apresenta a infraestrutura de compósito cerâmico de mica moscovita com 20% e temperatura de 950°C posicionada no modelo mestre e troquel mestre.

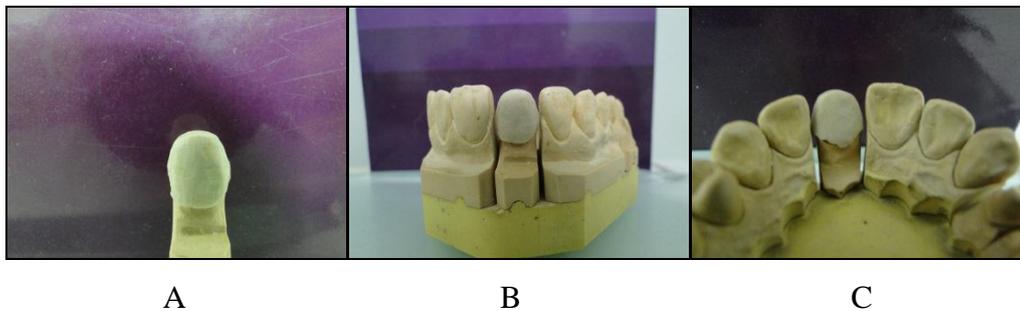


Figura 56- A- Infraestrutura posicionada no modelo mestre; B- Infraestrutura e modelo mestre posicionados no troquel mestre, vista anterior. C- Infraestrutura e modelo mestre posicionados no troquel mestre, vista posterior.

A figura 57 apresenta a infraestrutura de compósito cerâmico de mica moscovita com 20% e temperatura de 850°C posicionada no modelo mestre



Figura 57- Infraestrutura sinterizada de compósito cerâmico de mica moscovita com 20% e temperatura de patamar de 850°C posicionada no modelo mestre.

5.3.1 Infiltrações com vidro

Os lotes 1 e 2B tiveram sucesso na infiltração com vidro, conseguindo com que o vidro ocupasse os espaços intersticiais na matriz. O fato é exemplificado na figura 58 abaixo



Figura 58- Exemplo de sucesso da infiltração com vidro na infraestrutura ocorrido nos lotes 1 e 2B, a barra na figura foi utilizada como parâmetro para demonstração da infiltração.

5.4 Controles da qualidade da infraestrutura para coroas protéticas.

5.4.1 Contração.

Com o auxílio de um paquímetro foi verificado a contração da infraestrutura em relação ao modelo mestre principal, conforme descrição abaixo, e classificado quanto à contração da seguinte forma: quando ocorreu em 1mm ou mais (significativa) e quando foi menor que 1mm (não significativa).

Lote 1, ciclo térmico de 850°C medida padrão: não houve contração significativa em nenhuma amostra.

Lote 2 A, ciclo térmico de 950°C medida padrão: houve contração significativa em 5 amostras de 7 verificadas.

Lote 2 B, ciclo térmico de 950°C medida padrão acrescido de 1mm a mais de espessura em todas as dimensões exceto no colo que foi de 0,5mm: não houve contração significativa em nenhuma amostra.

Lote 3 A, ciclo térmico de 1050°C medida padrão: houve contração significativa em todas as amostras.

Lote 3 B, ciclo térmico de 1050°C medida padrão acrescido de 1mm a mais de espessura em todas as dimensões exceto no colo que foi de 0,5mm: houve contração significativa em todas as amostras.

Para a análise comparativa das infraestruturas obtidas sob diferentes condições de temperatura de patamar com relação à contração da infraestrutura, foi estabelecido um critério de qualidade de acordo com a classificação estabelecida na Tabela IX. Os resultados dos lotes estão apresentados na Tabela X.

Tabela IX-Legenda para tabela X

Legenda	
↑	Não houve contração significativa
↓	Houve contração significativa

Tabela X - Demonstração dos resultados de contração.

LOTES	AMOSTRAS						
1	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑
2A	↑	↓	↑	↓	↓	↓	↓
2B	↑	↑	↑	↑	↑	↑	↑
3A	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓
3B	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓

A Figura 59 abaixo mostra uma parte da infraestrutura relativa à contração e consequente fratura devido às tensões residuais de contração da mesma em temperatura de patamar de 1050°C.



Figura 59-Exemplo da fratura na infraestrutura com ciclo térmico de temperatura de patamar de 1050°C.

5.4.2 Falha (trinca) e infiltração com vidro.

Os lotes 1, 2 e 3 foram testados de acordo com os critérios descritos no item 4.5.2. Os seguintes resultados foram obtidos:

Lote 1, ciclo térmico de 850°C medida padrão: não ocorreu falha em nenhuma amostra e obtivemos sucesso com a infiltração de vidro.

Lote 2 A, ciclo térmico de 950°C medida padrão: ocorreu falha em 5 das 7 amostras e 6 das 7 amostras houve falha na infiltração de vidro.

Lote 2 B, ciclo térmico de 950°C medida padrão acrescido de 1mm a mais de espessura em todas as dimensões exceto no colo que foi de 0,8mm: não ocorreu falha em nenhuma amostra e obtivemos sucesso com a infiltração de vidro.

Lote 3 A, ciclo térmico de 1050°C medida padrão: houve falha em todas as amostras.

Lote 3 B, ciclo térmico de 1050°C medida padrão acrescido de 1mm a mais de espessura em todas as dimensões exceto no colo que foi de 0,8mm: houve falha em todas as amostras.

As análises comparativas das infraestruturas obtidas sob diferentes condições de temperatura de patamar com relação à presença de defeitos e sucesso de infiltração da infraestrutura, foi estabelecido um critério de qualidade de acordo com a classificação estabelecida na Tabela XI. Os resultados dos lotes estão apresentados na Tabela XII.

Tabela XI-Legenda para tabela XII

Legenda	
↑	Não houve trinca
↓	Houve trinca
+	Sucesso na infiltração de vidro
-	Falha na infiltração de vidro

Tabela XII- Demonstração dos resultados de Falha (trinca) e infiltração com vidro.

LOTES	AMOSTRAS						
1	↑+	↑+	↑+	↑+	↑+	↑+	↑+
2A	↑+	↓-	↑-	↓-	↓-	↓-	↓-
2B	↑+	↑+	↑+	↑+	↑+	↑+	↑+
3A	↓-	↓-	↓-	↓-	↓-	↓-	↓-
3B	↓-	↓-	↓-	↓-	↓-	↓-	↓-

A figura 60 mostra uma infraestrutura do lote 2A que foi submetido ao respectivo ciclo térmico e apresenta trincas.



Figura 60- Infraestrutura, do lote 2A em que ocorreram trincas.

A figura 61 mostra duas infraestruturas, a do lado esquerdo com trincas proveniente do lote 2A e a da direita do lote 2B.



Figura 61 – Infraestrutura com e sem trincas, realizada com ciclo térmico de 950°C, vista lateral e anterior. Notar o tamanho da segunda amostra que deve ter 1 mm a mais em todas as espessuras exceto na região cervical para resistir a uma temperatura final de ciclo térmico de 950°C, sem que ocorra as trincas.

5.4.3 Compósito cerâmico em forma final pretendida.

As Figuras 62 e 63 apresentam a infraestrutura de compósito cerâmico de mica moscovita (20% - sinterização 950°C) já infiltrado e com o recobrimento de porcelana de cobertura.

Nas Figuras 62A e 62B temos o modelo mestre após a primeira queima (800°C), vistas anterior e posterior, respectivamente. Na Figura 62C após a segunda queima dessa porcelana de cobertura.

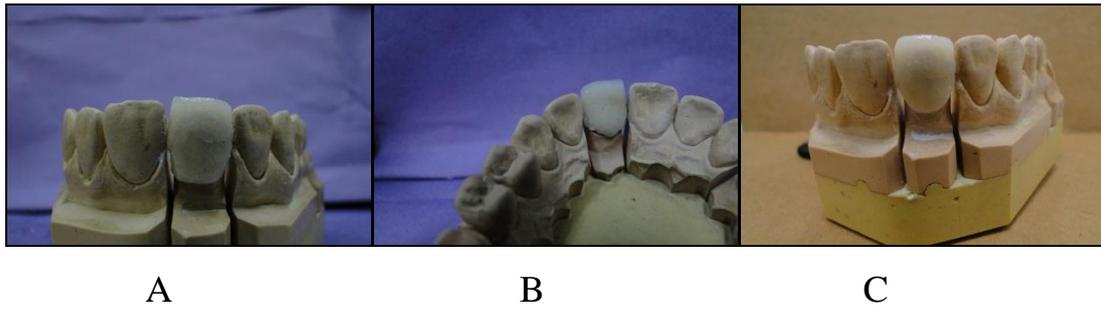


Figura 62 - Infraestrutura e sequencia de queimas de porcelana de cobertura. - A- Infraestrutura com a primeira queima da porcelana de cobertura vista anterior; B- Infraestrutura com a primeira queima da porcelana de cobertura vista posterior; C- Infraestrutura com a segunda queima da porcelana de cobertura e feitos os ajustes geométricos, vista anterior.

Na Figura 63 A e B é apresentado este modelo após a terceira queima da porcelana de cobertura.

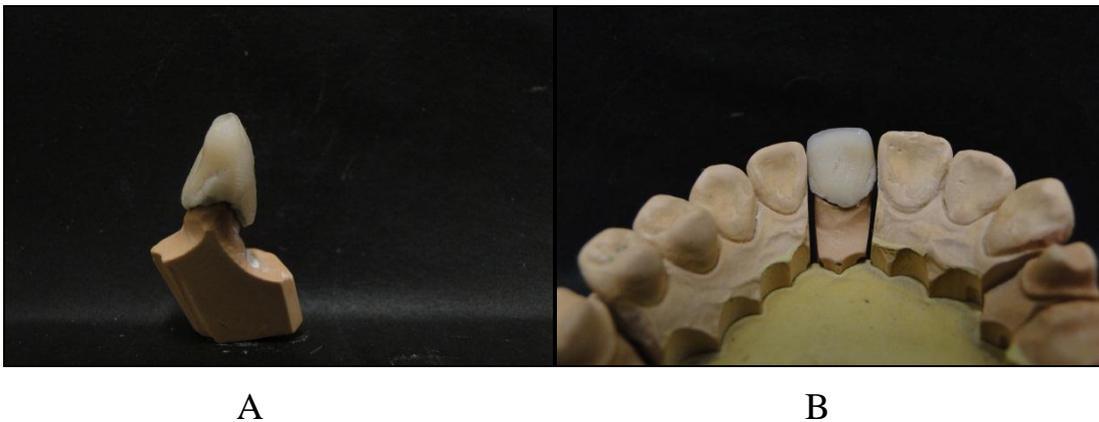


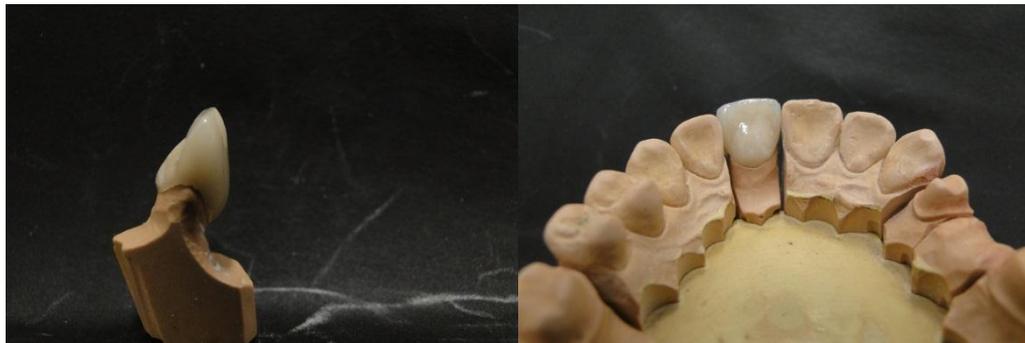
Figura 63- Modelo mestre com a infraestrutura de compósito cerâmico de mica moscovita com 20% e sinterizado a temperatura de 950°C com porcelana de cobertura a 800°C. A- Modelo mestre com a infraestrutura, fora do troquel após segunda queima em vista lateral; B- Modelo mestre com a infraestrutura no troquel após segunda queima em vista posterior.

As Figuras 64 e 65 apresentam o modelo mestre referido acima, porém após a etapa de glazeamento. Dessa forma, é apresentada a peça protética (infraestrutura e

porcelana de cobertura com o glazeamento). Verifica-se que há o perfeito encaixe da peça protética com o modelo mestre.



Figura 64- Modelo mestre com a infraestrutura no troquel após terceira queima e aplicação de glaze, em vista anterior.



A

B

Figura 65-A - Modelo mestre com a infraestrutura, fora do troquel após terceira queima e aplicação de glaze em vista lateral; B - Modelo mestre com a infraestrutura no troquel após terceira queima e aplicação de glaze em vista posterior.

A Figura 66 abaixo demonstra uma coroa protética de porcelana com infraestrutura de compósito cerâmico de mica moscovita a 20% que foi sinterizada a 850°C, nesta figura pode-se também observar um perfeito encaixe com o modelo mestre. A porcelana de cobertura foi aplicada conforme item 4.5.3.



Figura 66- Coroa protética de porcelana com infraestrutura de compósito cerâmico de mica moscovita a 20% que foi sinterizada a 850°C.

6-DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6.1 Barbotina - qualificação.

A barbotina produzida mostrou ser de excelente qualidade já que a partir dela foi possível a confecção, tanto das barras quanto das infraestruturas no presente trabalho. De acordo com ROCHA (2008) a barbotina, ou suspensão argilosa, deverá ter propriedades de fluidez e viscosidade controladas as quais foram conseguidas pelo material utilizado neste trabalho.

6.2 Corpos de Prova – Barras.

6.2.1 Contração.

Os lotes apresentaram percentual de contrações dependendo da concentração de mica moscovita e da faixa de temperatura de sinterização.

Foi possível observar que quanto mais se eleva a temperatura de patamares menor é a contração, isso para a faixa correspondente a 850°C e 950°C. O mesmo efeito foi observado em função da concentração de mica moscovita. Isso porque a mica entra em associação com matriz cerâmica: quanto maior a presença de mica menor a contração da matriz. Isto não é verificado quando a temperatura supera os 950°C, ou seja, a partir deste patamar, a mica se decompõe gradativamente em Quartzo + Vidro Feldspático, aumentando a contração do material. (COSTA 2009).

Com o software estatístico STATISTICA-BASE foi realizada uma análise ANOVA com os resultados das barras com compósito cerâmico de mica moscovita a 10% nas temperaturas de 850°C, 900°C, 950°C e 1000°C com um $P < 0,05$, ou seja, com 95% de confiança. Em seguida foi realizado o teste de Tukey para verificação de diferença entre os grupos. Foi determinado que, entre o lote 12 (850°C) e o lote 15 (900°C) não houve diferença estatística, assim como entre os lotes 15 (900°C) e 21 (1000°C). Porém, o lote 18, correspondente a temperatura de 950°C, apresentou diferença estatística em relação a todos os demais lotes contendo mica a 10%.

Com o software estatístico STATISTICA-BASE foi realizada uma ANOVA com os resultados das barras com compósito cerâmico de mica moscovita a 20% nas temperaturas de 850°C, 900°C, 950°C e 1000°C com um $P < 0,05$, ou seja, com 95% de

confiança. Em seguida foi realizado o teste de Tukey para verificação de diferença entre os grupos. Neste teste, utilizamos os lotes 13 (850°C), 16 (900°C), 19 (950°C) e 22 (1000°C). Foi verificado que há diferença estatística significativa entre todos os lotes.

Com o software estatístico STATISTICA-BASE foi realizada uma ANOVA com os resultados das barras com compósito cerâmico de mica moscovita a 0%, 10% e 20% na temperatura de 950°C com um $P < 0,05$, ou seja, com 95% de confiança. Em seguida foi realizado o teste de Tukey para verificação de diferença entre os grupos. Para esta temperatura, os lotes, 17, 18 e 19 apresentam diferença estatística significativa entre si.

A temperatura de sinterização com patamar de 950°C com 20% de mica moscovita, ou seja o lote 19, apresentou a menor contração comprovada estatisticamente em relação aos demais.

6.2.2 Análise em MEV: avaliação da porosidade e microanálise por R-X.

Micrografias do compósito cerâmico de mica moscovita mostram que nas temperaturas de 850°C, há uma quantidade de poros maior do que na temperatura de 950°C.

Micrografias eletrônicas de compósito cerâmico de mica moscovita em temperatura de 850°C e 950°C com infiltração de vidro demonstram que a matriz teve os espaços dos poros preenchidos pelo vidro, o que poderia conferir maior resistência ao material.

As análises por EDX (“*energy dispersive x-ray*”) aponta os elementos que compõem a matriz do compósito cerâmico de mica moscovita, tanto na temperatura de 850°C quanto 950°C. Desta forma foi demonstrado a presença de elementos que compõe a mica e a leucita presentes nestas temperaturas.

Verifica-se no gráfico de EDS que quando o compósito de mica moscovita 20% foi sinterizado com temperatura de 850° (Figura 51), verifica-se um pico do elemento químico Lantânio presente no vidro In Ceram Spinel® maior do que quando comparado ao gráfico do EDS do compósito de mica moscovita 20% que foi sinterizado com temperatura de 950°C (figura 52). Uma possível explicação para esta fato é que na sinterização com temperatura de patamar em 850°C são formados poros de maior tamanho, quando comparados com aqueles formados na temperatura de 950°C no compósito, como pode ser observado na análises em MEV. Assim, será necessário de uma maior quantidade de vidro para que os poros sejam preenchidos.

6.2.3 Testes de dureza

Os testes de dureza Vickers foram realizados para os compósitos cerâmicos de mica moscovita 20% obtidos em temperaturas de patamar de 850°C e 950°C.

A partir dos dados obtidos, observa-se que o aumento da temperatura de patamar de sinterização há um crescimento do valor de dureza do material, passando de 3,93 HV em 850°C para 4,07 HV em 950°C.

Tal fato, segundo CRAIG (2004) e UNO (1991), decorre do fato dos cristais de mica, presentes na Vitrocerâmica, serem alongados e orientados aleatoriamente. Assim, devido à sua disposição na matriz, estes cristais atuam como defletores de trincas, aumentando a tenacidade do material. As trincas são então desviadas ao longo dos cristais de mica presentes na matriz, atuando assim como um agente tenacificador da vitrocerâmica, se refletindo nas medidas de dureza do compósito.

UNO (1993) relata que, conforme a temperatura de sinterização aumenta, a mica vai tendo a sua quantidade diminuída em favor do aumento da quantidade de leucita na vitrocerâmica. Assim é possível observar que conforme foi aumentada a temperatura de sinterização do compósito cerâmico de mica moscovita, ocorre a diminuição da quantidade de mica em favor da leucita, o que leva a uma diminuição na tenacidade do compósito cerâmico de mica moscovita e como consequência houve um aumento do valor de dureza do material de 3,93HV (850°C) para 4,07HV (950°C).

Os referidos dados estão coerentes quando comparados aos dados do trabalho de COSTA (2009) onde é observado o aumento de tenacidade do material em favor da quantidade de Mica Moscovita.

6.2.4 Difração de RX do compósito cerâmico de mica moscovita

Através desta técnica foi possível identificar a presença de leucita e mica moscovita em ambas às temperaturas de patamar do referente estudo: 850°C e 950°C.

Observou-se nos difratogramas de raios-X, para as amostras de frita de vidro + 20% de mica moscovita sinterizados em temperaturas de 850°C e 950°C, que os picos de difração mais intensos da leucita crescem gradualmente com a elevação da temperatura de sinterização, enquanto que os picos mais intensos da mica moscovita

decrecem na mesma faixa de temperatura, como referenciado nos trabalhos de COSTA (2009) e corroborando com os resultados dos ensaios de dureza.

Tais destaques indicam que há uma grande potencialidade deste grupo de materiais, fazendo com que haja uma enorme contribuição para o desenvolvimento de cerâmicas dentais.

6.3 Infraestruturas / casquete: mica 20% - temperaturas de patamar diferentes.

Foram determinantes as escolhas das temperaturas de 850°C e 950°C visto que, em temperaturas superiores a 1050°C não houve uma presença consistente de mica moscovita, e assim está foi a temperatura limite de patamar adotada nesse estudo. Além disso, nesta temperatura de 1050°C não foi possível fazer com que a infraestrutura se desprendesse do modelo de gesso sem sofrer ruptura ou rachaduras. Isto pode também ser explicado nos valores encontrados na contração das barras neste ciclo térmico, além do comportamento de distorção acentuada.

Assim, foi definida uma rota otimizada para a confecção de uma infraestrutura de compósito cerâmico feldspático de mica moscovita revestido de porcelana de cobertura:

1-Fazer uso do protocolo da técnica de barbotina em molde de gesso, considerando-se que foi utilizando neste estudo o gesso de revestimento da marca Dental Gilvest HS[®].

2- A subestrutura da coroa deve ser projetada de maneira que ela corresponda, numa escala reduzida, à forma do dente a ser substituído. Nas dimensões iniciais devem ser consideradas o espaçamento de 2mm na incisal, 1mm no corpo e palatina e 0,8mm na região de colo (para a temperatura de patamar de 850°C). Caso haja necessidade de ajustes, poderá ser feita usinagem da peça numa etapa posterior. No caso da temperatura de 950°C, deve-se acrescentar mais 1 mm de espessura em todas as dimensões exceto no colo, que deve ser de 0,5mm.

3- Considerar que neste estudo foi feito o uso do forno VITA INCERAMAT[®]. A infraestrutura de compósito cerâmico feldspático de mica moscovita deverá ser submetida à seguinte programação:

Para a TEMPERATURA DE 850°C:

Rampa (a): elevação das temperaturas de 0 até 120°C – tempo de 2 horas.

Rampa (b): elevação das temperaturas de 120 até 850°C – tempo de 2 horas.

Patamar: temperatura de 850°C – tempo de 2 horas

Para a TEMPERATURA DE 950°C:

Rampa (a): elevação das temperaturas de 0 até 120°C – tempo de 2 horas.

Rampa (b): elevação das temperaturas de 0 até 950°C – tempo de 2 horas.

Patamar: temperatura de 950°C – tempo de 2 horas

4- Considerar que neste estudo foi utilizado o vidro In Ceram Spinel[®] para infiltração, e que foi seguido a recomendação sugerida pelo fabricante no forno VITA INCERAMAT[®] e adotar a seguinte programação:

Para a TEMPERATURA DE 850°C:

Rampa (a): elevação das temperaturas de 0 até 120°C – tempo de 1 hora.

Rampa (b): elevação das temperaturas de 0 até 840°C – tempo de 1 hora.

Patamar: temperatura de 840°C – tempo de 2 horas

Para a TEMPERATURA DE 950°C:

Rampa (a): elevação das temperaturas de 0 até 120°C – tempo de 1 hora.

Rampa (b): elevação das temperaturas de 0 até 940°C – tempo de 1 hora.

Patamar: temperatura de 940°C – tempo de 2 horas.

5- Fazer a aplicação da porcelana de cobertura de acordo com a coloração dos demais dentes do paciente.

6- Fazer a aplicação do glaze.

Deve ser destacado o fato de que nesta rota listada acima houve uma diminuição do tempo inicial de queima, ou seja: no tempo 1, quando comparado ao sistema In Ceram[®] o qual prescreve um tempo de 6 horas. Este tempo é aquele necessário para haja a perda de água do gesso de forma lenta, evitando-se a contração acentuada do mesmo. Com o modelo de gesso do presente estudo foram necessários apenas 2 horas para que ocorresse essa perda de água, o que leva a uma economia do processo (menor tempo e do gasto de energia).

6.3.1 Infiltrações com vidro

A temperatura especificada para a aplicação do vidro para infiltração deve ser sempre de 10°C menor que aquela correspondente à temperatura de sinterização. Ou seja: para as amostras sinterizadas na temperatura de patamar de 850°C, a temperatura de aplicação deve ser de 840°C; para as de 950°C, a temperatura de aplicação deve ser de 940°C. Este intervalo de temperatura deve ser respeitado para que o ciclo térmico necessário para a infiltração do vidro não interfira na sinterização parcial já ocorrida do compósito cerâmico feldspático de mica moscovita.

De acordo com EVANS (1999) o processo de infiltração faz com que os poros sejam ocupados pelo vidro, diminuindo assim a quantidade de trincas e irregularidades na superfície, o que, conseqüentemente faz com que ocorra o aumento da resistência do material.

Outro fator a ser destacado, de acordo com ANUSAVICE (2000), é que a diferença dos coeficientes de expansão térmica entre vidro e a matriz cerâmica, gera tensão residual de natureza compressiva, neutralizando assim parte das forças de tração que atuam sobre a infraestrutura cerâmica, ocasionando uma diminuição nas propagações das trincas.

6.4 Controles da qualidade da infraestrutura para coroas protéticas.

6.4.1 Contração.

Os lotes 1 e lote 2B formam o grupo que obtiveram sucesso. Sendo assim, não apresentaram contração significativa. Desta forma, para infraestruturas com temperaturas de ciclo térmico correspondente ao patamar de 850°C, lote 1, faz-se a modelagem seguindo a medida padrão, ou seja: as dimensões iniciais devem ser de 2mm na incisal, 1mm no corpo e palatina e 0,8mm na região de colo, e para infraestruturas com temperaturas de ciclo térmico correspondente a 950°C é necessário ser feita com as dimensões padrão acrescido de 1mm a mais de espessura em todas as dimensões, exceto no colo que deve ser de 0,5mm. Caso isso não seja feita haverá a tendência de contração do material e/ou fratura como verificado no lote 2A.

Os lotes 3A e 3B não obtiveram sucesso na manutenção do tamanho original após os correspondentes ciclos térmicos, mesmo com ajustes das formas geométricas da infraestrutura.

6.4.2 Falha/trinca.

Os lotes 1 e lote 2B formam os grupos que obtiveram sucesso. Sendo assim, não apresentaram trincas. Desta forma para infraestruturas com temperaturas de ciclo térmico correspondente ao patamar de 850°C, lote 1, fez-se a modelagem seguindo a medida padrão ou seja, as dimensões iniciais devem ser de 2mm na incisal, 1mm no corpo e palatina e 0,8mm na região de colo e para infraestruturas com temperaturas de ciclo térmico correspondente a 950°C foram utilizadas as dimensões padrão acrescido de 1mm a mais de espessura em todas as dimensões exceto, no colo que deve ser de 0,5mm. Caso isso não seja feito haverá tendência à formação de trincas, como pode ser verificado com o lote 2A.

Os lotes 3A e 3B apresentaram trincas, o que foi determinante para falha na construção de infraestruturas nesta temperatura, mesmo com os ajustes geométricos.

6.4.3 Obtenção da coroa protética na forma final.

Com a aplicação da porcelana de cobertura (cor A3) nas infraestruturas (20% de mica moscovita - ciclos térmicos com patamares de 850°C e 950°C) foi verificado que não houve alteração de cor na coroa protética final, após a aplicação do glaze. Ou seja: a infraestrutura não fez com que houvesse mudança de cor na coroa protética. CONCEIÇÃO (2000) relata que infraestruturas cerâmicas utilizadas como base de coroas protéticas não devem alterar a cor da porcelana de cobertura.

Também foi possível notar que houve uma compatibilidade entre ambos já que não houve, após as etapas de queima no forno, a formação de trincas ou rachaduras, tanto na infraestrutura quanto na porcelana de cobertura.

7. CONCLUSÕES.

- (a) A cristalização da leucita aumentou gradualmente com o aumento da temperatura de patamar de sinterização das infraestruturas de compósito (frita de vidro feldspático + mica moscovita).
- (b) O compósito cerâmico feldspático de mica moscovita (20%) apresentou, qualitativamente, maior porosidade em temperatura de sinterização de 850°C do que com 950°C.
- (c) A presença de mica moscovita tende a diminuir no compósito cerâmico feldspático de mica moscovita conforme é aumentada a temperatura de sinterização.
- (d) Foi evidenciado o potencial para a produção de infraestruturas para coroas protéticas de porcelana de compósito cerâmico feldspático de mica moscovita 20% nas temperaturas de sinterização com patamares de 850°C e 950°C.
- (e) O melhor ciclo térmico para obtenção dessa infraestrutura é aquele com patamar de 950°C para o compósito que tem a percentagem de 20% de mica moscovita.
- (f) Foi desenvolvida uma metodologia para se trabalhar com o compósito cerâmico de mica moscovita produzido com material nacional através da técnica de barbotina em modelo de gesso.

8. SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS.

- (a) Realizar estudos da frita de compósito de mica moscovita em modelagens de diferentes formas de restauração protética como *inlays* e *onlays*.
- (b) Avaliar a cinética da cristalização da leucita em vidros feldspáticos de forma mais aprofundada.
- (c) Realizar estudos que envolvam a cinética da decomposição térmica da moscovita em compósitos com vidros feldspáticos.
- (d) Testar a usinabilidade com o compósito de mica moscovita em máquinas como as do sistema CAD-CAM®.
- (e) Realizar estudos com o compósito de mica moscovita através do processo de injeção sob pressão.
- (f) Realizar testes clínicos com o compósito cerâmico de mica moscovita.

9-REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

ADDISON, O., *et al*, The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials, dental materials 19, Elsevier, pp. 291-297, 2003.

ALIZADEH, P., YEKTA, B.E., JAVADI, T., 2008, "Sintering behavior and mechanical properties of the mica-diopside machinable glass-ceramics", Journal of the European Ceramic Society, v. 28, n. 8 (Abr.), pp.1569-1573.

AIVES, D.B., "Efeito do tempo e temperatura de processamento na resistência à flexão e microestrutura do sistema In ceram", 2007, Exame de Qualificação ao Doutorado, PEMM/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

APHOLT, W., et al., "Flexural strength of ceram 2 machined jointed In ceram-Zirconia Brás". Dental Materials, v, 17. n, 3. pp. 260-267, may, 2001.

ANSTIS, G.R., CHANTIKUL, P., LAWN, B.R., MARSHALL, D.B., 1981, "A critical evaluation of indentation techniques for measuring fracture toughness: u, direct crack measurements", Journal of the American Ceramic Society, v. 64, n. 9 (Set), pp.533-538.

ANUSAVICE, K.J., 2000, Philips Materiais Dentários, 10 ed. Editora Elsevier, Capítulo 26.

BARATIERI, L.N. *et al*, Odontologia restauradora-Fundamentos e possibilidades. São Paulo. Livraria e editora Santos, 2002.

BONA, A. D, *et al*, Weibull analysis flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures, dental materials 19, Elsevier, pp. 662-669,2003.

BORGES, G. A. *et al*. Cerâmicas hidrotérmicas; o que são? Revista odontológicas - Fac. Odonto/ PUCRS, v.18, n.39, jan./mar.2003.

CALLISTER, W.D. JR., Materials Science and Engineering: An Introduction. 5 ed. New York, John Wiley & Sons, Inc., 2000.

CATTELL, M. J., CHADWICK, T. C., KNOWLES, J. C. and CLARKE, R. L., "The Crystallization of an Aluminosilicate Glass in the $K_2O-Al_2O_3-SiO_2$ System", Dental Materials, v.21, pp.811-822. 2005.

CAVALCANTE, P.M.T., BALTAR, C.A.M., SAMPAIO, J.A., Mica, capítulo 25, 531-543, CT2005-138-00 Comunicação Técnica elaborada para edição do livro Rochas & Minerais Industriais: Usos e Especificações, 2005.

CONCEIÇÃO, E.N. *et al.* Dentística/; saúde e estética. Porto Alegre/; Artes Médicas Sul, 2000.

COSTA, F.P. 2009, Produção e Caracterização de Compósito de Vidro Feldspático-Moscovita para Prótese Dentária. Exame de Qualificação ao Mestrado, PEMM/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

CRAIG, R.G., POWERS, J.M., 2004, Materiais Dentários Restauradores, 11 ed., Livraria Editora Santos, capítulo 18.

EVANS, D.B, O ' BRIEN,. W, F. " Fracture strength of glass infiltrated – magnesia core porcelain ". international journal prosthodontic. 12(1), pp. 38-44, 1999.

GORMAN, C., M. HILL, R.G., 2003, “Hot-Pressed Ionomer Glass-Ceramics. Part I: An Investigation of Flow and Microstructure”, Dental Material, V.19, pp. 320-326.

GOMES E.A., ASSUNÇÃO, W.G., ROCHA, E.P. SANTOS P.H, 2008, Cerâmicas odontológicas: o estado atual Cerâmica, v54, pp 319-325.

HASHIMOTO, S., YAMAGUCHI, A., FUKUDA, K. and ZHANG, S., 2005, “Low-Temperature synthesis of Leucite Crystals Using Kaolin”, Materials Research Bulletin, v. 40, pp. 1577-1583.

HENRIQUES, A.C. *et al.*, Cerâmicas Odontológicas: aspectos atuais, propriedades e indicações, Odontologia. Clínica. -Científ. Recife, 7 (4): 289-294, out/dez.

MASSIMILIANO, G. *et al.*, Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. dental materials 20, Elsevier, pp. 441-448, 2004.

MEZZOMO, E., SUZUKI, R.M., 2006, Reabilitação Oral Contemporânea, 1 ed. Editora Santos, capítulos 1, 9,11 e 16.

MICROSCÓPIO ELETRÔNICO DE VARREDURA, importância e aspectos, disponível em <http://www.degeo.ufop.br/laboratorios/microlab/mev.htm>. Acesso em 15 de julho de 2011.

MIRANDA, C. 2005, Coroas Metalocerâmicas x Coroas Ceramocerâmicas, 16º Conclave Internacional de Campinas, n 115. Mar/Abr.

NOBREGA, M. C., *et al.* Prensagem uniaxial de cerâmica dental. Disponível em www.odontologia.com.br/artigos.asp?id=162&idesp=37. COPPE - UFRJ. Acesso em 10 de julho 2010.

PIDDOCK, V., QUALTROUGH, A.J.E. “Dental Ceramics – an update”, *Journal of Dentistry* v. 18, n. 5, pp. 227-35, 1990.

ROCHA, R.R., *et al.* Estudo do comportamento reológico de barbotinas preparadas com argilas da Formação Corumbataí utilizadas no pólo cerâmico de Santa Gertrudes (SP). Scielo - scientific electronic library online pp. 332-337, 2008.

RICHERSON, D.W., *Modern Ceramic Engineering*, 1982, 1 ed., p.91, Marcel Dekker, New York, USA.

ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., FUJIMOTO, J., *Prótese Fixa contemporânea*, 3 ed., Livraria Editora Santos, capítulo 25, 2002.

QUINN, J. B., *Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures*, dental materials 21, Elsevier, pp. 920-929, 2003.

SANTOS, O. 2008, “A Evolução das Cerâmicas Odontológicas”, monografia de qualificação a especialização de prótese dentária, UFF, Niterói, RJ, Brasil.

SANTOS, S.F., 2008a, “Síntese de Pigmentos e Vitrocerâmica com Base em Mica do Nordeste Brasileiro”, In: Painel-PEMM – PEMM/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

SANTOS, S.F., “Síntese de Pigmentos e Vitrocerâmica com Base em Mica da Região Borborema-Seridó”, 2008b, Exame de Qualificação ao Doutorado, PEMM/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

SHILLINGBURG, H.T., HOBBS, S., WHITSETT, L.D., JACOBI, R., BRACKETT, S.E. *Fundamentos de Prótese Fixa*. 3 ed. São Paulo, Quintessence Editora Ltda., 1998.

SUN, Y., WANG, Z., TIAN, J., CAO, X., 2002, “Coloration of mica glass-ceramic for use in dental CAD/CAM system”, *Materials Letters*, v. 57, n. 2 (Dez), pp. 425-428.

SUN, Z., ZHOU, Y., WANG, J., LI, M., 2007, “h-Y₂Si₂O₇, a Machinable Silicate Ceramic: mechanical properties and machinability”, *Journal of the American Ceramic Society*, v. 90, n. 8 (Ago), pp. 2535-2541.

TARUTA, S., FUJISAWA, R., KITAJIMA, K., 2006, “Preparation and mechanical properties of machinable alumina/mica composites”, *Journal of the European Ceramic Society*, v. 26, n. 9 (Jul), pp. 1687-1693.

TSETSEKOU, A., PAPADOPOULOS, T., ADAMOPOULOS, 2002, “Microstructure Effect on the Properties of a Commercial Low-Fusing Dental Porcelain”, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, v. 13, pp. 107-416.

UNO, T., KASUGA, T., NAKAYAMA, S., IKUSHIMA, A.J., 1991, “High-Strength Mica-containing Glass-Ceramics” Journal of the American Ceramic Society, v. 74, n. 12 (Abr), pp. 3139-3141

UNO, T., KASUGA, T., NAKAYAMA, S., IKUSHIMA, A.J., 1993, “Microstructure of mica-based nanocomposite glass-ceramics”, Journal of the American Ceramic Society, v. 76, n. 2 (Fev), pp. 539-541

VAN DER ZEL, J.M., VLAAR, S., RUITER, W.J., DAVIDSON, C., 2001, “The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns”, The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 85, n. 3 (Mar), pp. 261-267.

Vitablocks® Mark II for Cerec® - Materials Science and Clinical Studies. Disponível em: <http://www.inlab.com/ecomaXL/index.php?> Site. Acesso em 10 fev. 2011, 17h min: 00.

VITA PRODUCT INFORMATION; Product –Physical Data Vita In Ceram® Spinell/ In Ceram® Alumina/ In Ceram® Zirconia, disponível em: <http://www.vita-zahnfabrik.com.>; acesso em jun, 2011.

WILDGNOOSE, G.D., JOHNSON, A., WINSTANLEY, R.B. “Glass/ Ceramic/ Refractory Techniques, their Development and Introduction into Dentistry: A historical review”, The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 91, n. 2, pp. 136-43, 2004.

YEKTA, B.E., NIA, S.H., ALIZADEH, P., 2005, “The effect of B2O3, PbO and P2O5 on the sintering and machinability of fluormica glass-ceramics”, Journal of the European Ceramic Society, v. 25, n. 6 (Mar), pp. 899-902..