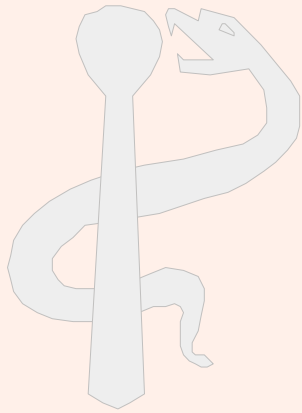


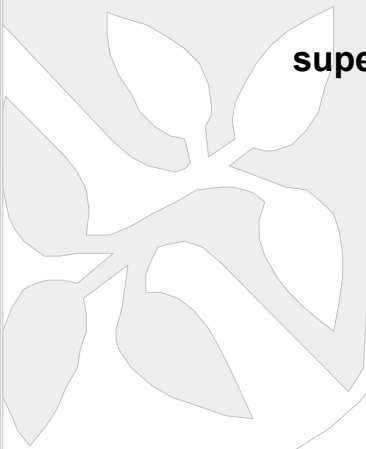


Universidade Federal da Bahia
Faculdade de Odontologia
Mestrado em Odontologia

Alan Araujo de Jesus



Influência do uso do glaze e polimentos sobre a rugosidade superficial e resistência à flexão em três cerâmicas dentais.



MIEN CONSTRUO

Salvador – Bahia

2005

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

Alan Araujo de Jesus

Influência do uso do glaze e polimentos sobre a rugosidade superficial e resistência à flexão em três cerâmicas dentais.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. José Augusto Ataíde Lisboa

Salvador – Bahia

2005

Alan Araujo de Jesus

Influência do uso do glaze e polimentos sobre a rugosidade superficial e resistência à flexão em três cerâmicas dentais.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Salvador, 01 de abril de 2005.

Banca Examinadora

Prof. Dr. José Augusto Ataíde Lisboa (UFBA)

Prof. Dr. Paulo Vicente da Rocha (UEFS)

Prof. Dr. Frederico Augusto Peixoto Silva (UFBA)

*Aos meus pais, Maria do Carmo e Abel, aos meus irmãos, Ângela, Andréa e
Adriano, à Jandira e, especialmente, à Luana.
Pelo contínuo incentivo e apoio incondicional.*

Agradecimentos

Presto aqui os meus sinceros agradecimentos a estas Pessoas que, de forma muito generosa, foram de fundamental importância para o desenvolvimento deste trabalho.

À **Faculdade de Odontologia da UFBA**, em nome da Diretora, **Prof. Dr^a. Maria Isabel Pereira Vianna**, por ser responsável pela minha formação em Odontologia desde a graduação até a conclusão do Mestrado.

À **Coordenação do Mestrado** em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UFBA, em nome da **Prof. Dr^a. Luciana Ramalho**, pela oportunidade de fazer parte deste curso.

Ao **Prof. Dr. José Augusto Ataíde Lisboa**, meu orientador, uma das referências da Odontologia na Bahia, pela disponibilidade constante, pelas discussões sempre muito proveitosas e pela compreensão frente as minhas outras atividades.

A todos os professores do Mestrado em Odontologia da UFBA pelo conhecimento transmitido durante o curso. Em especial ao **Prof. Dr. Roberto Paulo** pelo exemplo de docência.

Aos professores que foram responsáveis pela minha formação na área de Prótese. Equipe da UFBA: **Bernadete Pinho, Jacinta Coelho, Vera Rocha, Armando Prado, Flávio Cruz, Francisco, Getúlio Oliveira, Gildo Coelho, João Brandão e José Augusto Ataíde Lisboa**. Equipe da ABO: **Cássia Leite, Rosa Amoedo, Eutímio Torres, Luciano Castellucci, Paulo Vicente da Rocha e**

Wagner Mendes. Todos profissionais competentes e dedicados, evidenciando o excelente nível desta especialidade no Estado da Bahia.

À **CAPES** pela bolsa, ajuda importante para o bom andamento do trabalho.

Às amigas, técnicas em Prótese, **Rosângela, Cris e Lady Patrícia** pela ajuda na confecção dos corpos-de-prova e pelo interesse constante no desenvolvimento técnico e científico, valorizando a sua classe profissional.

À professora **Dr^a. Maria Cristina Cangussu** pela disponibilidade para esclarecer as análises estatísticas.

De forma especial ao **Prof. Dr. Paulo Vicente da Rocha** pelo “altruísmo científico” e, especificamente, pela utilização da máquina de ensaio do Laboratório LAPIO da UEFS.

Ao **Prof. Dr. Anderson Clayton Alves de Melo**, pesquisador da Escola Politécnica da UFBA e ao Acadêmico **Fábio Fialho do Nascimento** pela dedicação à pesquisa e pela atenção dispensada durante as análises rugosimétricas, etapa indispensável deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Jaime Boaventura**, Chefe do Departamento de Físico Química da UFBA e ao acadêmico **Raigênes da Paz Fiúza** pelo desprendimento e contribuição com a utilização do microscópio eletrônico de varredura.

À **Paulo Augusto Sales**, Coordenador da Escola de Prótese Terceiro Plano, por disponibilizar, de forma irrestrita, o uso do seu Laboratório.

A **todos os funcionários da UFBA** pelo bom funcionamento da instituição.

Aos meus **pacientes** por entenderem as dificuldades no agendamento de consultas.

À **Margareth V. Martins**, divulgadora da Labor Dental, pela disposição para ajudar e, especificamente, pelas informações e materiais disponibilizados.

À **equipe da Dental Bahiana**, pelos materiais e informações técnicas disponibilizados.

E, de forma muito carinhosa, aos meus colegas de mestrado - **Conceição, Cristiana, Luciana, Sandra, Eugênio, Jorge, Marcelo, Robert, Robson e Sérgio** pelo companheirismo durante todo o curso e por nos tornarmos amigos.

“As convicções são inimigas mais perigosas da verdade do que as mentiras”

Nietzsche

Resumo

Este trabalho objetivou avaliar a influência de três tratamentos de superfície (Glaze [T1]; Porcelain Venner Polishing Kit – Shofu [T2] e o sistema de polidores EVE associado à pasta diamantada Crystar-Past [T3] sobre três cerâmicas dentais (IPS d.SIGN – C1; Super Porcelain EX3 – C2 e Vitadur VM7 - C3) em relação à rugosidade média superficial (Ra) e à resistência à flexão. Foram confeccionados 90 corpos-de-prova, em formas de barras, com dimensões aproximadas de 4 mm de largura, 1.2 mm de espessura e pelo menos 20 mm de comprimento (ISO 6872:1995). As barras, após a cocção, foram regularizadas com discos diamantados e lixas água com granulações decrescentes (180, 400 e 600) e submetidas à aplicação de uma camada de glaze específica de cada cerâmica. As barras que foram submetidas ao T2 e T3 foram desgastadas em sua porção glazeada com brocas diamantadas de granulação fina e ultrafina (KG Sorensen) e submetidas à seqüência de polimento dos tratamentos 2 e 3. A análise da Ra foi feita com rugosímetro utilizando-se um *cut off* de 0,8 mm e extensão de tracejamento de 4 mm. Em seguida, foi realizada a avaliação da resistência à flexão, utilizando-se o teste dos três pontos em máquina universal de testes. Após a fratura, foram selecionados alguns corpos-de-prova para análise em microscópio eletrônico de varredura, para uma visualização das características de superfície e do tipo de fratura. Os resultados foram submetidos à análise estatística, através do teste de Kruskal-Wallis ($p < 0,05$). Em relação à Ra, o T1 apresentou os menores valores em todas as cerâmicas; os T2 e T3 tiveram resultados diferentes de acordo com a cerâmica. Na C1, o T2 e T3 foram semelhantes; na C2, o T2 obteve maiores valores de Ra que o T3 e na C3 ocorreu o inverso. Os resultados da C1 para Ra não foram estatisticamente significantes. Na comparação entre as cerâmicas, somando-se os resultados dos três tratamentos, a C1 obteve valores de Ra maiores que a C2 e a C3, que foram equivalentes. Na avaliação da resistência à flexão, para as três cerâmicas, os resultados foram estatisticamente significantes e demonstraram uma superioridade do T1 em relação aos T2 e T3, que foram semelhantes. Na comparação da resistência à flexão das cerâmicas, somando-se os resultados dos três tratamentos, não ocorreu uma diferença estatisticamente significativa entre elas. Para verificar se existe relação entre um maior valor de Ra e uma diminuição da resistência à flexão os valores foram submetidos ao teste de correlação de Spearman com um nível de significância de 5%. Os resultados foram estatisticamente significantes para a C2. Na C1 e C3 esta hipótese não foi comprovada.

Descritores: cerâmicas dentais, rugosidade superficial, resistência à flexão, polimento dentário, glaze, tratamento de superfície.

Abstract

The aim of this study was to evaluate the roughness and flexural strength of three dental ceramics (IPS d.SIGN – C1; Super Porcelain EX3 – C2 e Vitadur VM7 - C3) when submitted to glaze (T1) and two polishing techniques (Porcelain Adjustment Kit - T2 and the EVE polishing system + diamond Crystar Paste applied with felt wheel - T3). Ninety bars (+/-1,2 mm thick, +/- 20 length and +/- 4 mm width) were prepared for each dental ceramic according to the manufacturer's directions. Prior to glaze, all specimens` surfaces were abraded using diamond discs, in low rotation, and a 180, 400 and 600 grit wet sandpaper. Then all samples were glazed. The bars submitted to T2 and T3 were abraded with fine and ultra-fine diamond burs (KG Sorensen) and polished according each manufacturer's directions. The surface roughness (with the parameter Ra - average roughness) was analyzed using a profilometer, with cut-off value of 0,8 mm and a tracing length of 4 mm. Subsequently, flexural strength was evaluated with the three points test in a universal machine. After the test, some specimens were selected to be evaluated using Scanning Electron Microscopy. These values were testing using the Kruskal-Wallis test at 5% significance level. The result showed (to Ra factor) that T1 was the best surface treatment for all ceramics, in the C1 T2 and T3 were similar and the results was not significant ($p>0,05$), for C2 T2 was rougher than T3 and for C3 T3 was rougher than T2. Comparing the ceramics, independently of treatment, C1 was rougher than C2 and C3 (were similar). For flexural strength T1 was superior to T2 e T3 (were similar). Comparing ceramics flexural strength, independently of treatment, the results wasn't ecstatically significant. To verify the correlation between Ra and flexural strength the values were submitted to Spearman correlation test at 5% significance level. The results confirmed a positive correlation for C2 (highest values for Ra lowest values for flexural strength). For C1 and C3 this correlation wasn't confirmed.

Descriptors: dental ceramics, surface roughness, flexural strength, glaze, dental polishing.

Lista de figuras

FIGURA 1 – Detalhe acinzentado em tecido mole circunvizinho à unidade 1.4.....	26
FIGURA 2 – Desenho esquemático do princípio do teste dos três pontos.....	35
FIGURA 3 – Fotomicrografia, demonstrando poros na superfície da cerâmica.....	39
FIGURA 4 – Fotomicrografia, evidenciando defeito microestrutural em área de fratura.....	39
FIGURA 5 – Super Porcelain EX3.....	43
FIGURA 6 – Vitadur VM7.....	43
FIGURA 7 – IPS d.SIGN.....	43
FIGURA 8 – Desenho esquemático das dimensões da matriz (ISO 6872:1995).....	47
FIGURA 9 – Fotografia da matriz utilizada.....	47
FIGURA 10 – Barras de massa cerâmica sobre a lâ de vidro.....	48
FIGURA 11 - Espessura do CP.....	49
FIGURA 12 – Comprimento do CP.....	49
FIGURA 13 – Largura do CP.....	49
FIGURA 14 – Aparelho rugosímetro.....	53
FIGURA 15 – Visão superior do conjunto rugosímetro-cera-CP.....	53
FIGURA 16 – Visão lateral do conjunto rugosímetro-cera-CP.....	53
FIGURA 17 – Máquina de ensaio utilizada no estudo.....	54
FIGURA 18 – Conjunto dos elementos para realização do teste dos três pontos.....	55
FIGURA 19 – Aparelho metalizador de amostras.....	56
FIGURA 20 – Amostras após metalização.....	56
FIGURA 21 – Microscópio eletrônico de varredura utilizado no estudo.....	56

FIGURA 22 – Fotomicrografia com aumento de 600x, demonstrando defeitos mivcroestruturais em área de fratura do CP 28 (C1T3).....	70
FIGURA 23 – Fotomicrografia com aumento de 40x, demonstrando as irregularidades criadas pelos poros presentes na superfície do CP 28 (C1T3).....	70
FIGURA 24 – CP sendo submetido ao teste dos três pontos.....	74
FIGURA 25 – Fotomicrografia da superfície do CP 11 (C1 T2) com aumento de 40x.....	76
FIGURA 26 – Fotomicrografia da superfície do CP 8 (C1 T1) com aumento de 40x.....	77
FIGURA 27 - Superfície do CP 8 (C1T1), 40x.....	94
FIGURA 28 - Superfície do CP 8 700x.....	94
FIGURA 29 - Fratura do CP 8 40x.	94
FIGURA 30 - Fratura do CP 8 600x.	94
FIGURA 31 - Superfície do CP 11 (C1 T2), 40x.	94
FIGURA 32 - Superfície do CP 11, 700x.	94
FIGURA 33 - Fratura do CP 11, 40x.	95
FIGURA 34 - Fratura do CP 11, 600x.	95
FIGURA 35 - Superfície do CP 28 (C1T3), 40x.	95
FIGURA 36 – Superfície do CP 28, 700x.	95
FIGURA 37 - Fratura do CP 28, 40x.	95
FIGURA 38 - Fratura do CP 28, 600x.	95
FIGURA 39 - Superfície do CP 34 (C2T1), 40x.	95
FIGURA 40 - Superfície do CP 34, 700x.	95
FIGURA 41 - Fratura do CP 34, 40x.	96

FIGURA 42 - Fratura do CP 34, 600x.....	96
FIGURA 43 - Superfície do CP 41 (C2T2), 40x.	96
FIGURA 44 - Superfície do CP 41, 3500x.....	96
FIGURA 45 - Fratura do CP 41, 40x.	96
FIGURA 46 - Fratura do CP 41, 600x.	96
FIGURA 47 - Superfície do CP 55 (C2T3), 40x.	96
FIGURA 48 - Superfície do CP 55, 700x.	96
FIGURA 49 - Fratura do CP 55, 40x.	97
FIGURA 50 - Fratura do CP 55, 600x.	97
FIGURA 51 - Superfície do CP 66 (C3T1), 40x.	97
FIGURA 52 - Superfície do CP 66, 700x.	97
FIGURA 53 - Fratura do CP 66, 40x.	97
FIGURA 54 - Fratura do CP 66, 600x.	97
FIGURA 55 - Superfície do CP 76 (C3T2), 40x.	97
FIGURA 56 - Superfície do CP 76, 700x.	97
FIGURA 57 - Fratura do CP 76, 40x.	98
FIGURA 58 - Fratura do CP 76, 600x.	98
FIGURA 59 - Superfície do CP 86 (C3T3), 40x.....	98
FIGURA 60 - Superfície do CP 86, 700x.	98
FIGURA 61 - Fratura do CP 86, 40x.	98
FIGURA 62 - Fratura do CP 86, 600x.	98

Lista de gráficos

GRÁFICO 1 – Resistência à flexão das três cerâmicas testadas.....	36
GRÁFICO 2 – Ra das três cerâmicas testadas.....	36
GRÁFICO 3 – Correlação entre Ra e resistência à flexão nas três cerâmicas testadas.....	36
GRÁFICO 4 – Efeito da espessura do corpo-de-prova (disco) na resistência à flexão biaxial.....	37
GRÁFICO 5 – Mediana, em relação à Ra, de cada grupo de cerâmica, segundo tipo de tratamento aplicado e seus respectivos quartis a 0,25% e 0,75%.....	60
GRÁFICO 6 – Mediana, em relação à resistência à flexão, de cada grupo de cerâmica, segundo tipo de tratamento aplicado e seus respectivos quartis a 0,25% e 0,75%.....	62
GRÁFICO 7 – Os valores de mediana, em relação à Ra, de cada cerâmica e seus respectivos quartis a 0,25 e 0,75%.....	63
GRÁFICO 8 – Os valores de mediana, em relação à resistência à flexão, de cada cerâmica e seus respectivos quartis a 0,25 e 0,75%.....	63
GRÁFICO 9 – Correlação entre Ra e resistência à flexão na cerâmica 1 ($R = -0,0378$ e $p = 0.84$).....	64
GRÁFICO 10 – Correlação entre Ra e resistência à flexão na cerâmica 2 ($R = -0,4963$ e $p = 0.0,0053$).....	65
GRÁFICO 11 – Correlação entre Ra e resistência à flexão na cerâmica 3 ($R = 0,5421$ e $p = 0.54$)	65
GRÁFICO 12 – Análise rugosimétrica do CP 33 sem o <i>cut off</i>	68

GRÁFICO 13 – Análise rugosimétrica do CP 33 com o <i>cut off</i>	68
GRÁFICO 14 – Mediana, em relação à RF, de cada grupo de cerâmica, segundo tipo de tratamento aplicado e seus respectivos quartis a 0,25% e 0,75%.....	77

Lista de quadros

QUADRO 1 – Cerâmicas utilizadas neste estudo.....	46
QUADRO 2 – Tratamentos de superfície avaliados neste estudo.....	46
QUADRO 3 – Detalhamento dos grupos.....	50
QUADRO 4 – Fórmula para cálculo da resistência à flexão.....	55
QUADRO 5 – Legenda das variáveis.....	55
QUADRO 6 – Resultados da cerâmica IPS d, SIGN.....	92
QUADRO 7 – Resultados da cerâmica Super Porcelain EX3 (Noritake).....	93
QUADRO 8 – Resultados da cerâmica Vitadur VM7.....	94

Lista de tabelas

TABELA 1 - Resultados agrupados por tipo de tratamento e características estudadas.....	38
TABELA 2 – Descrição dos resultados de resistência à flexão biaxial e Ra.....	39
TABELA 3 – Agrupamento dos corpos-de-prova.....	49

Lista de abreviaturas e siglas

C1	Cerâmica IPS d.SIGN
C2	Cerâmica Super Porcelain EX3
C3	Cerâmica Vitadur VM7
Cm	Centímetros
CP	Corpos-de-prova
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
Mm	Milímetros
μm	Micrômetros
Mpa	Megapascal
N	Newtons
Pc	Contagem de picos
Ra	Rugosidade média superficial
RF	Resistência à flexão
Rp	Média de altura de picos
Ry	Rugosidade máxima
Rz	Rugosidade máxima média
T1	<i>Glaze</i>
T2	Porcelain Adjustment Kit - Shofu
T3	Sistema de Polidores EVE + Pasta diamantada

Sumário

1.	Introdução.....	21
2.	Revisão da literatura.....	24
	Características e observações gerais.....	25
	2.1.1 Biocompatibilidade.....	25
	2.1.2 Propriedades mecânicas.....	26
	2.1.3 Resistência à fratura.....	28
	2.1.4 Longevidade.....	29
	Características específicas.....	30
	2.2.1 Rugosidade superficial.....	30
	2.2.2 Tratamento de superfície e rugosidade superficial.....	32
	2.2.3 Resistência à flexão.....	35
	2.2.4 Tratamento de superfície e resistência à flexão.....	37
3.	Proposição.....	40
4.	Materiais e método.....	42
	Material.....	43
	4.1.1 Cerâmicas dentais.....	43
	4.1.2 Tratamento de superfície.....	44
	4.1.3 Equipamentos e dispositivos.....	44
	4.1.4 Instrumental e materiais de consumo.....	45
	Método.....	45
	4.2.1 Delineamento Experimental.....	46
	4.2.2 Obtenção dos corpos-de-prova (CP):.....	46
	4.2.2.1 Confecção da matriz.....	47
	4.2.2.2 Confecção das barras.....	47
	4.2.3 Divisão dos grupos.....	49
	4.2.4 Tratamento de Superfície.....	50

4.2.4.1	<i>Glaze</i> (T1).....	50
4.2.4.2	Desgaste da camada superficial e polimento com o sistema Porcelain Venner Polishing Kit - Shofu (T2).....	50
4.2.4.3	Desgaste da camada superficial e polimento com o Sistema EVE associado à pasta diamantada Crystar-Past (T3).....	51
4.2.5	Coleta de dados.....	52
4.2.5.1	Determinação da rugosidade.....	52
4.2.5.2	Avaliação da resistência à flexão.....	54
4.2.5.3	Microscopia eletrônica de varredura (MEV).....	55
4.2.6	Análise dos Dados.....	57
5.	Resultados.....	58
	Tratamentos de superfície x rugosidade média superficial (Ra).....	59
5.1.1	Cerâmica IPS d.SIGN (C1).....	59
5.1.2	Cerâmica Super Porcelain EX3 (C2).....	59
5.1.3	Cerâmica Vitadur VM7 (C3).....	60
	Tratamentos de superfície x resistência à flexão.....	60
5.2.1	Cerâmica IPS d.SIGN (C1).....	61
5.2.2	Cerâmica Super Porcelain EX3 (C2).....	61
5.1.3	Cerâmica Vitadur VM7 (C3).....	61
	Comparação entre as cerâmicas.....	62
5.3.1	Cerâmicas x rugosidade média superficial.....	62
5.3.2	Cerâmica x resistência à flexão.....	63
	Correlação rugosidade média superficial (Ra) x resistência à flexão	64
5.4.1	Cerâmica IPS d.SIGN (C1).....	64
5.4.2	Cerâmica Super Porcelain EX3 (C2).....	64
5.4.3	Cerâmica Vitadur VM7 (C3).....	65
6.	Discussão.....	66
	Rugosidade média superficial (Ra).....	67
	Resistência à flexão.....	74
	Correlação rugosidade média superficial (Ra) x resistência à flexão.....	78
7.	Conclusão.....	80

8. Referências.....	83
Apêndices.....	89
Anexos.....	93

1. INTRODUÇÃO

1. Introdução

A busca por restaurações estéticas, nos consultórios odontológicos, vem se tornando cada vez mais comum. Para acompanhar essa mudança, a odontologia busca técnicas restauradoras que, além de estéticas, sejam duráveis e preservem ao máximo a estrutura dental.

A utilização da cerâmica na reabilitação dentária data de 1774, na França, quando Guerhard, um farmacêutico portador de uma prótese total, com dentes de marfim, associou-se ao Dentista Cherman e criou o primeiro dente de estoque nesse material (TURANO, 1998). No entanto, a sua friabilidade e a ausência de um agente cimentante satisfatório, durante muito tempo, constituíram-se em limitações para o seu uso em restaurações de dentes parcialmente destruídos. A associação da odontologia adesiva (BOWEN, 1963; BUONOCORE, 1955) ao tratamento das cerâmicas com ácido hidrofluorídrico (SIMONSEN e CALAMIA, 1983), possibilitou a realização, com sucesso, de restaurações indiretas de cerâmica, provendo estética, durabilidade e um menor desgaste de estrutura vital (EDELHOFF, 2001).

As restaurações cerâmicas podem incluir, devido às suas características estruturais e dificuldades de confecção, defeitos em suas superfícies, como rugosidades e fendas, onde existe uma concentração de tensões. Quando sob tensões de tração, as extremidades que unem essas fendas podem romper-se e propagar-se, gerando fraturas. A friabilidade das cerâmicas decorre da impossibilidade de sofrerem deformação plástica, como acontece com outros materiais restauradores como os metais. (ANUSAVICE, 1998).

A aplicação do glaze em restaurações cerâmicas tem como objetivo aumentar a lisura superficial, diminuindo a retenção de biofilme dental e o desgaste dos dentes

antagonistas, dar uma aparência natural à peça protética e também diminuir o número e o tamanho das fendas existentes na superfície da cerâmica, o que pode minimizar o risco de propagação destas fendas, bem como o de fraturas (BAHARAV, 1999).

Os possíveis ajustes, com finalidade estética ou de equilíbrio oclusal, realizados em restaurações cerâmicas, removem esta camada externa glazeada, expondo ou criando defeitos em sua superfície. Isto resulta em rugosidades que poderão causar os problemas já citados. Para tornar a superfície menos rugosa e tentar minimizar estas intercorrências deve-se recorrer à realização de um polimento desta superfície.

Uma das avaliações que pode caracterizar as cerâmicas quanto ao risco de fraturas é a resistência à flexão, que consiste em uma mensuração de tensões de tração, compressão e cisalhamento, simultaneamente. Ela pode ser obtida através da resistência de uma barra apoiada em suas extremidades (ANUSAVICE, 1998).

É importante a avaliação das características de rugosidade e resistência das cerâmicas dentais, quando possuem superfícies submetidas a tratamentos com glaze ou com diferentes sistemas de polimento, para que se norteie tanto a escolha de materiais a serem utilizados na prática clínica e laboratorial, quanto a conduta a ser adotada em relação aos ajustes, após a cocção.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2. Revisão da Literatura

Esta revisão foi dividida em itens para dinamizar a leitura e facilitar o acesso a informações específicas.

2.1 Características e observações gerais

2.1.1 Biocompatibilidade

A preocupação com a não-maleficência do tratamento dentário, associado aos resultados de pesquisas que mostram um possível potencial tóxico de materiais restauradores metálicos é um dos fatores que explicam a tendência da sua substituição por materiais cerâmicos. Dentre os materiais restauradores odontológicos, as cerâmicas estão entre os mais biocompatíveis, devido à sua inércia química, e por suas propriedades como isolante térmico e elétrico (ANUSAVICE, 1998).

Íons metálicos podem ser encontrados na saliva, tecidos orais e culturas de células de pacientes que foram reabilitados com restaurações metálicas (SJOGREN *et al.*, 2000). Em baixíssimas concentrações, alguns elementos como cobalto, cobre, ferro, manganês e zinco podem ser tolerados pelo ser humano. No entanto, em doses mais elevadas, podem induzir reações tóxicas, como já foi provado para o cobalto, níquel, arsênio, chumbo e muitos outros (HORNEZ *et al.*, 2002). Mockers *et al.* (2000) ressaltam o fato de que ligas à base de níquel constituem um dos materiais odontológicos com maior potencial alérgico, sendo, contraditoriamente, as mais utilizadas em restaurações metalocerâmicas.

Xu e Guo (1999) chamam a atenção para a utilização de ligas de níquel-cromo em restaurações metalocerâmicas – o uso pode estar relacionado com o ocasional aparecimento de uma pigmentação em tom cinza na gengiva circunvizinha às mesmas (figura 1).



Figura 1. Detalhe acinzentado em tecido mole circunvizinho à unidade 1.4.

Sjogren *et al.* (2000) não encontraram evidência de citotoxicidade para cerâmicas feldspáticas, indicando uma boa compatibilidade *in vitro*.

2.1.2 Propriedades mecânicas

Segundo Anusavice (1998), as cerâmicas são caracterizadas pela sua natureza refratária, dureza e susceptibilidade à fratura, devido à friabilidade. Portanto, para se obter sucesso com restaurações cerâmicas, é necessário que ela esteja apoiada sobre um corpo rígido.

A partir de 1960, as restaurações de cerâmica começaram a ser utilizadas com segurança. Técnicos introduziram o uso de uma infra-estrutura metálica para

minimizar os efeitos da sua friabilidade o que permitiu o seu uso em coroas e pontes-fixas cimentadas sobre dentes previamente preparados (McLEAN, 2001).

Para se utilizar restaurações cerâmicas livres de metal é necessária a sua união à unidade dentária (DIETSCHI *et al.* 1990). A adesão da cerâmica à estrutura dental iniciou-se com Simonsen e Calamia (1983), quando descreveram a técnica de tratamento da superfície de restaurações de cerâmica com ácido hidrófluorídrico a 7,5% e demonstraram um aumento da sua retenção ao dente e, por conseqüência, sua resistência. Blair *et al.* (1993) adicionou, com sucesso, à técnica de Simonsen e Calamia a utilização de um agente de união à dentina e de um cimento resinoso para a cimentação de restaurações de cerâmica.

Para aumentar, ainda mais, a adesão da porcelana ao agente de união, a superfície interna da restauração, que estará em contato com tecido dentário, deve ser jateada com partículas metálicas, o que a deixará sem resíduos de outros materiais utilizados na sua confecção e com microrugosidades onde penetrará o agente de união (DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; LIM e IRONSIDE, 1997).

Segundo Anusavice (1998) dureza é a característica de um determinado material de resistir a indentação e de abrasonar outros materiais.

Perillo (2002) comparou a dureza superficial de diferentes sistemas cerâmicos e de cerômeros (resinas compostas de laboratório), tendo como referência os valores obtidos do esmalte dental humano. Os resultados mostraram que as cerâmicas tiveram sempre valores maiores e os cerômeros sempre valores menores que o esmalte dental usado como grupo controle. A cerâmica que mais se aproximou aos valores do esmalte foi a D. Sign TM (Ivoclar) com valores médios de 331,00 kgf/mm² próximos ao do esmalte com 307,00 kgf/mm².

Flanders *et al.* (2003) avaliaram a possibilidade de facilitar o desgaste de determinadas cerâmicas através do meio em que se realizaria o teste. Eles avaliaram cinco marcas comerciais de cerâmica e submeteram ao teste de arranhamento nos meios: água, ar, solução salina e glicerol. Contrariamente ao que se esperava, o meio não facilitou o desgaste.

2.1.3. Resistência à Fratura

A análise de insucessos de restaurações dentárias por fratura é bastante complexa, pois durante a função mastigatória, estão envolvidas tensões de tração, compressão e cisalhamento, envolvendo, também, características dos materiais, sua confecção e técnica de trabalho, como pode ser visto a seguir.

Dependendo do tipo de material, as tensões que se desenvolvem em seu interior até o momento da fratura acontecem de maneira diferente. O tipo de fratura das cerâmicas é a fratura frágil, que se dá com pouca ou nenhuma deformação plástica. Essa inabilidade das cerâmicas, em sofrer deformação permanente, está associada às fortes ligações covalentes e iônicas entre suas moléculas (ANDERSON *et al.*, 1990).

Com o objetivo de evitar o uso de ligas metálicas, surgiram, nos anos 80 e 90, cerâmicas mais resistentes como a Dicor (Dentsply/Caulk) que é infiltrada por vidro e a IPS Empress (Ivoclar) com alto teor de leucita, cujos resultados não foram satisfatórios (FRADEANI e REDEMAGNI, 2002; MALAMENT e SOCRANSKY, 1999). A partir daí, surgiram materiais não-estéticos, porém bastante resistentes e duráveis como o InCeram (Vita Zahnfabrik) e o Procera (Nobel Biocare) que são utilizados como infra-estrutura para um posterior recobrimento com a cerâmica tradicional (McLAREN e WHITE, 2000; ODEN *et al.*, 1998).

As fraturas em vidros e cerâmicas ocorrem, quando fendas preexistentes propagam sob a ação de tensões. Essas fendas podem ser produzidas por causas mecânicas, como em procedimentos de polimento e acabamento, ou por defeitos intrínsecos como imperfeições na microestrutura (DELLA BONA *et al.*, 2004).

Mecholsky (1995), em seu artigo sobre princípios mecânicos de fraturas, descreve os testes específicos para verificação de resistência em cerâmicas utilizadas na odontologia e afirma que a resistência é influenciada pelo método de confecção, procedimentos de acabamento e tratamento das superfícies dados aos corpos-de-prova.

Scherrer *et al.* (1998) compararam três métodos de testes de tenacidade à fratura em cerâmicas. Não encontraram diferenças significativas e afirmaram que a decisão do método a ser utilizado deve se basear em um claro entendimento das limitações conceituais e dificuldades inerentes a cada técnica.

Para aumentar o tempo de vida de próteses cerâmicas, a homogeneidade microestrutural deve ser controlada, durante a sua confecção, para garantir uma distribuição uniforme de stress (DELLA-BONA *et al.*, 2003).

2.1.4 Longevidade

A quantidade de marcas comerciais de cerâmicas e materiais relacionados existentes no mercado é muito grande. Estudos clínicos devem ser feitos para que se possa comparar resultados e índices de sucesso tanto de diferentes cerâmicas como de técnicas.

Esquivel-Upshaw *et al.* (2001) encontraram, como resultado de sua pesquisa, que as falhas por fratura em restaurações de cerâmica pura ainda são maiores do que em restaurações com infra-estrutura metálica.

Gemalmas e Ergin (2002) acompanharam, clinicamente, 37 coroas de In Ceram (Vita) por um período que variou de 12 a 41 meses e obtiveram um índice de 94.6% de restaurações satisfatórias. O único insucesso registrado foi causado por fratura da restauração.

Hasselton e Diaz-Arnold (2000) estudando, também, o In Ceram avaliaram 80 coroas, após quatro anos, e encontraram os seguintes índices estatísticos de sucesso: 83,5% para integridade marginal; 95,8% para estética; 95.5% para infiltração marginal e 100% para fraturas.

Santos (2003) realizou um estudo *in vivo* com o objetivo de avaliar o comportamento clínico de restaurações, do tipo *inlay* e *onlay*, confeccionadas com dois sistemas cerâmicos - cerâmica convencional (Duceram, Dentsply-Degussa) - D e cerâmica prensada (IPS Empress, Ivoclar-Vivadent)-IPS, pelo período de 02 anos. Oitenta e seis restaurações, sendo 44 IPS e 42 D, foram cimentadas em 35 pacientes de ambos os sexos. Os procedimentos clínicos foram realizados por um único Cirurgião-Dentista. Após 02 anos, 100% das restaurações foram reavaliadas e consideradas clinicamente excelentes ou aceitáveis em relação aos critérios: sensibilidade pulpar, reincidência de cárie, fratura, reprodução de cor, descoloração marginal, integridade marginal e textura superficial.

2.2 Características específicas

2.2.1 Rugosidade superficial

A boa qualidade de lisura da superfície de uma restauração é importante para a saúde bucal, função e estética. Superfícies lisas retêm menos biofilme dental e são mais fáceis de higienizar. A função mastigatória é melhorada, pois o alimento desliza

com mais facilidade sobre a superfície, além do que contatos oclusais sobre uma restauração lisa minimizam a velocidade de desgaste dos dentes antagonistas e adjacentes, principalmente em materiais como as cerâmicas, que são mais duras que o esmalte e a dentina (Anusavice, 1998).

Uma superfície altamente polida é necessária para que em uma restauração se consiga o controle de placa na região (SEN *et al.* 2002).

Existem diversas maneiras de se mensurar a lisura de superfícies. As quantitativas: rugosímetro com ponta analisadora; fator de rugosidade (por meio da área absoluta que se mede com absorção de gases e capacidade de polarização) e reflexão de superfície, entre outras. As qualitativas são realizadas através da microscopia eletrônica de varredura e análise visual subjetiva (LEITÃO E HEGDAHL, 1981).

O método quantitativo mais utilizado é através do rugosímetro (ALBAKRY *et al.* 2004; AL-HIYASAT *et al.*, 1997; FUZZI *et al.*, 1996; HULTERSTRÖM & BERGMAN, 1993; KAWAGOE, 2002; KAWAI *et al.*, 2000; KLAUSNER *et al.*, 1982; PATTERSON *et al.*, 1991; RIBEIRO, 1998; SASAHARA, 2003; SCURRIA & POWERS, 1994; TICIANELI, 2003; WARD *et al.*, 1995).

Alguns aparelhos rugosímetros podem ser calibrados em relação ao seu *cut off*, que é o meio de excluir a interferência de possíveis ondulações na aferição da rugosidade superficial (LEITÃO & HEGDAHL, 1981). Esses valores de *cut off* são importantes, pois influenciam nos resultados numéricos. Os valores utilizados normalmente são 0,80 milímetros (mm) como nos trabalhos de Bessing e Wiktorsson (1983) e Hultström e Bergman (1993) ou 0,25 mm (GOLDSTEIN *et al.*, 1991; KAWAGOE, 2002; RIBEIRO, 1998; WARD *et al.*, 1995). A norma ISO 4287:1997 para textura de superfície indica a utilização de um *cut off* de 0,8 mm.

O rugosímetro permite a aferição de vários padrões de rugosidade, como a rugosidade média (Ra), rugosidade máxima média (Rz), rugosidade máxima (Ry), média de altura de picos (Rp) e contagem de picos (Pc). O padrão mais utilizado na literatura para determinação da rugosidade superficial é o Ra (HULTERSTROM e BERGMAN, 1993; SCURRIA e POWERS, 1994; TICIANELI, 2003; WHITEHEAD *et al.*, 1995).

A utilização do Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) para avaliação de superfícies de materiais dentários tem a finalidade básica de possibilitar a visualização direta, com aumentos variados dos detalhes das superfícies. O seu uso é encontrado em diversos trabalhos (FUZZI *et al.*, 1996; GOLDSTEIN *et al.* 1991; KAWAGOE, 2002; PATTERSON *et al.*, 1991, 1992; RAIMONDO Jr. *et al.*, 1990; SCURRIA e POWERS, 1994; TICIANELI, 2003; WARD *et al.*, 1995).

2.2.2 Tratamento de superfície e rugosidade superficial

Os trabalhos encontrados na literatura sobre tratamentos de superfície, em cerâmicas dentais, têm resultados diversos, inclusive quando se comparam superfícies com glaze a superfícies submetidas a diferentes sistemas de polimento.

Patterson *et al.* (1991) avaliaram a rugosidade média e fotomicrografias de MEV de superfícies de uma porcelana convencional (Vita VMK68) quando submetidas a diferentes tratamentos: *glaze*, polimento com um kit comercial após este processo e asperização com ponta diamantada e polimento com o mesmo sistema. Os valores de Ra para as superfícies com *glaze* se mostraram significativamente mais baixos que o das superfícies polidas depois do processo de *glaze*, além disso as fotos da microscopia mostraram uma superfície mais riscada

quando houve o polimento. Ambas as superfícies (com *glaze* e polidas depois do *glaze*) se mostraram mais lisas que as polidas, depois de asperizadas, tanto em valores de Ra como na MEV.

Em 1992, Patterson *et al.* compararam a rugosidade utilizando Ra e imagens de MEV da cerâmica Vitadur N, quando polida com uma pasta diamantada (Chameleon), asperizada ou com *glaze*. Neste experimento eles também observaram que a superfície com *glaze* mostrou-se mais lisa que a polida em ambos os métodos de avaliação. Discutiram que seria essencial também estabelecer as diferenças entre integridade de superfície e medição quantitativa da rugosidade de superfície.

Alkhiary *et al.* (2003) registraram, dentre outros resultados, que os procedimentos de polimento da superfície de restaurações cerâmicas diminuíram a extensão de fendas em algumas das marcas comerciais testadas.

Através de uma revisão da Literatura Kelly *et al.* (1996), baseando-se em confirmações repetidas, afirmaram que um polimento apropriado pode criar uma superfície mais lisa que aquela atingida pelo *glaze*.

Ribeiro (1998) utilizou vários parâmetros (Ra, Rz, Ry, Rp e Pc) para comparar a rugosidade de superfícies de 4 porcelanas feldspáticas (Ceramco II, Duceram Plus, Noritake e Vita VMK95) e uma cerâmica vítrea (Duceram LFC), quando tiveram suas superfícies submetidas ao processo de *glaze* e polidas com diversos sistemas (*kit* Shofu, discos Sof-Lex, discos Viking, pontas de borracha Exa-cerapol, pasta diamantada). Entre as cerâmicas, a Duceram LFC foi a que obteve superfícies mais lisas e todos os sistemas de polimento nela utilizados, promoveram superfícies com valores de rugosidade semelhantes ou mais baixos que os das outras porcelanas, para todos os parâmetros analisados. O uso de pasta diamantada, após os sistemas

de polimento, fez com que as superfícies se tornassem mais lisas e homogêneas que antes do seu uso. Em geral, as superfícies polidas tiveram valores de Ra, Ry, Rz e Rp semelhantes ou menores que as superfícies com *glaze*, com exceção dos grupos que foram polidos com Exa-cerapol.

Sasahara (2003) avaliou a Ra e Rz de quatro cerâmicas (Noritake EX 3, d.SIGN e das cerâmicas de baixa fusão Finesse e Simbio), quando submetidas a três tipos de *glaze* e quatro tipos de polimento. Obteve como resultado que as superfícies com *glaze*, atingiram uma lisura maior do que as superfícies polidas, com exceção da cerâmica Finesse, e que o uso de pasta diamantada, em geral, diminuiu a rugosidade de superfície, principalmente quando utilizada após os discos Sof-Lex

Ticianeli (2003) avaliou a Ra de duas cerâmicas (Duceram LFC e Duceram Plus), originárias de um mesmo fabricante, mas com composição e pontos de fusão diferentes, submetidas aos tratamentos de superfície *glaze* e a diversos sistemas progressivos de polimento. Os seus resultados demonstraram que foi possível obter menores valores de Ra com alguns dos polimentos testados do que com o *glaze*, nestas duas cerâmicas estudadas.

Alguns trabalhos demonstraram a relação entre acúmulo de placa e o tipo e tratamento da superfície. Adamczyk e Spiechowicz (1990) avaliaram o acúmulo de placa bacteriana em coroas feitas de resina acrílica, metal e porcelana com *glaze*, concluíram que a placa estava mais densamente presente em coroas metálicas, mais esparsa em coroas de resina e mais esparsa ainda nas feitas de porcelana. Em 2000, Kawai *et al.* avaliaram a adesão de bactérias e glucanos em uma cerâmica (Vita Celay), quando polida ou com *glaze*. A superfície polida (com lixa de grana 600 + pasta diamantada) obteve uma menor quantidade de placa bacteriana aderida.

2.2.3 Resistência à flexão

A resistência à flexão é uma mensuração de tensões de tração, compressão e cisalhamento, simultaneamente. Entretanto, a tensão de maior importância é a de tração que atua na superfície oposta a que está recebendo a força. Ela pode ser obtida através da resistência de uma barra apoiada em suas extremidades ou da de um disco fino, mantido ao longo de um disco de suporte inferior, que é chamada resistência à flexão biaxial. Para materiais frágeis, como cerâmica, é preferível o teste através de barras (ANUSAVICE, 1998).

O teste dos três pontos é recomendado pela norma ISO 6872: 1995 para cerâmicas dentárias (figura 2).

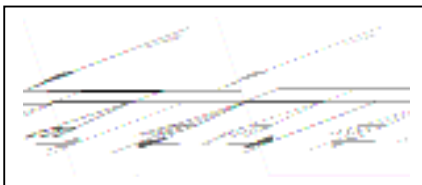


Figura 2- Desenho esquemático do princípio do teste dos três pontos.

Kitazaki *et al.*, 2001 ressaltam o fato de que o teste à flexão é, normalmente, utilizado para a avaliação de materiais dentários devido à sua simplicidade e facilidade de obtenção dos corpos-de-prova. Eles realizaram um estudo em que, dentre outras coisas, relacionam a rugosidade superficial com a resistência à flexão de três cerâmicas. Encontraram, como resultado (gráficos 1, 2 e 3), que a única cerâmica que teve uma relação de aumento da resistência com a diminuição da rugosidade foi a OCC. As cerâmicas Empress e a Crys Cera não sofreram mudanças, acontecendo, até, uma relação inversa. Por isso, os autores chamam a atenção que a resistência pode ser influenciada por diversos outros fatores.

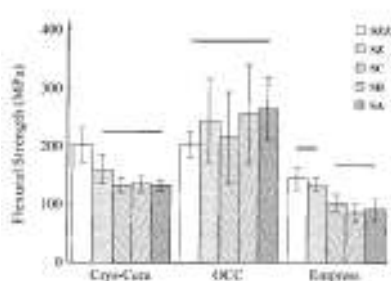


Gráfico 1 - Resistência à flexão das três cerâmicas testadas.

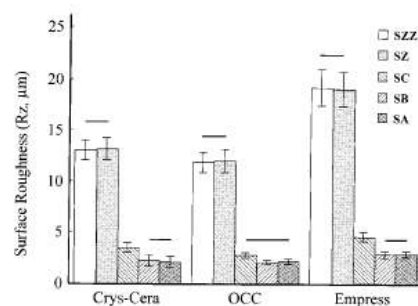


Gráfico 2 - Ra das três cerâmicas testadas.

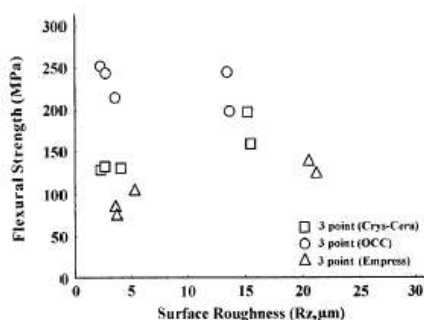


Gráfico 3 - Correlação entre Ra e resistência à flexão nas três cerâmicas testadas.

Thompson (2000) realizou um experimento sobre resistência à flexão em que utilizou três tipos de testes e corpos-de-prova com padronizações distintas para explicar porque, ao estudarem as cerâmicas, pesquisadores encontram diferentes origens e formas de fratura. Utilizou o teste dos três pontos, o teste dos quatro pontos e o teste de flexão biaxial *ring-on-ring*, tendo os grupos de corpos-de-prova espessuras diferentes. Obteve, como resultado, a constatação de que os tipos de testes e as espessuras dos corpos-de-prova influenciaram na origem e tipo de fratura, dentro das mesmas cerâmicas, o que pode explicar alguns dos resultados díspares que são encontrados na literatura.

Preocupado também com a questão da padronização, Ovri (2000) realizou testes biaxiais com dois materiais cerâmicos (alumina e vítrea), para avaliar a influência da espessura do corpo-de-prova (disco) e das especificações dos testes. Concluiu que essas variáveis interferem nos resultados encontrados (gráfico 4).

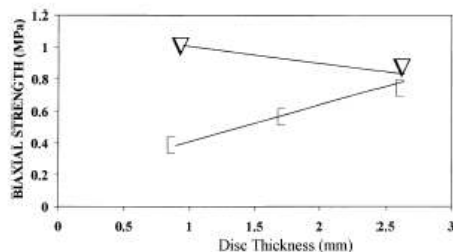


Gráfico 4- Efeito da espessura do corpo-de-prova (disco) na resistência à flexão biaxial.

2.2.4 Tratamento de superfície e resistência à flexão

A influência do tratamento de superfície de uma restauração de cerâmica, sobre a resistência a fratura ainda é controversa.

Ao se realizar o ajuste oclusal em restaurações tipo *onlays* e *inlays* cerâmicas o *glaze* é removido e são expostas falhas, nestas superfícies, o que pode diminuir a sua resistência (GRIGGS *et al.*, 1996).

Para verificar o efeito de diferentes espessuras da camada de *glaze* em restaurações cerâmicas sobre a sua resistência, Baharav *et al.* (1996) realizaram um estudo *in-vitro*. Obtiveram, como resposta, que a espessura influenciava, de forma não linear, pois os grupos com melhores resultados foram os que possuíam maior e menor espessura. Os grupos com espessura intermediária foram menos resistentes.

O glazeamento de superfícies cerâmicas tem como finalidade aumentar a lisura superficial, diminuindo a retenção de biofilme dental e o desgaste dos dentes antagonistas; dar uma aparência natural à peça protética, e também diminuir o número e o tamanho das fendas existentes na superfície da cerâmica. Dessa forma, minimizaria o risco de propagação destas fendas que podem causar fraturas, quando em função (BAHARAV *et al.*, 1999).

Fairhurst *et al.* (1992) verificaram se existe um aumento da resistência à fratura causado pela camada vítrea do glaze, seguindo a hipótese da existência de um

estado constante de compressão da superfície da cerâmica e diminuição da profundidade e largura das fendas existentes na superfície. Os resultados obtidos não permitiram confirmar esta hipótese.

Della Bona *et al.* (2003) não encontraram relação de modificações na resistência à flexão com a presença ou não da superfície glazeada em cerâmicas de recobrimento sobre *copyngs* cerâmicos. Segundo os autores, isto prova que o mais importante em uma restauração de cerâmica sobre um *copyng* cerâmico é a resistência desta base.

Guazzato *at al.* (2005) realizaram diferentes tratamentos de superfície na cerâmica Y-TZP e observaram que existiu uma influência significativa do tipo de tratamento na resistência à flexão desta cerâmica (tabela 1).

Table 3 Mean flexural strength, standard deviation, Tukey's pairwise comparisons grouping, Weibull modulus, standard deviation, Weibull characteristic strength, standard deviation, critical flaw size, minimum and maximum values and relative amount of monoclinic phase.

Group	Flexural strength (MPa)	Weibull modulus	Weibull characteristic strength	Critical flaw size (μm)	Relative content of monoclinic (%)
Sandblasted	1540 (120) 1	12.4 (2.8)	1710 (110)	6 (5-9)	9.5
Ground parallel	1330 (175) 2	7.6 (1.7)	1420 (130)	8 (4-15)	8.3
Ground perpendicular	1325 (128) 2	10.3 (2.1)	1410 (115)	9 (6-13)	8.3
Ground parallel heated	1225 (137) 2,3	9.1 (1.9)	1350 (110)	10 (7-16)	ND
Ground perpendicular heated	1185 (97) 3	12.0 (2.4)	1310 (85)	10 (8-14)	ND
Polished heated	1165 (109) 3	11.0 (2.3)	1270 (95)	10 (7-15)	ND
Polished	1095 (135) 3,4	8.5 (1.9)	1180 (110)	12 (8-16)	0.8
Sandblasted heated	955 (92) 4	10.5 (2.0)	1045 (75)	16 (12-22)	0.3

(ND) indicates non detectable.

Tabela 1- Resultados agrupados por tipo de tratamento e características estudadas.

Bhamra *et al.*, (2002) realizaram um estudo para comparar a resistência à flexão biaxial da cerâmica Vitadur-alpha, utilizando corpos-de-prova com superfícies desgastadas através de lixas com diferentes granulações. O resultado demonstrou uma relação inversamente proporcional da rugosidade, que não foi medida em micrometros, com a resistência à flexão.

Os resultados de Albakry *et al.*, em 2004 (tabela 2), não demonstraram uma relação entre rugosidade média superficial e resistência à flexão biaxial das cerâmicas IPS Empress e Empress 2. Com isto, afirmam que o desenvolvimento de concentrações de tensões superficiais e a presença de defeitos microestruturais (figura 3 e 4) vão além da mensuração da rugosidade e parecem ser a justificativa para os resultados encontrados.

Material	Treatment	Strength (SD), (MPa)		Roughness (R_a), (SD) (μ)		Weibull modulus (m), (SD)	
		BH	AH	BH	AH	BH	AH
E1	Control	125 (14)	-	1.65 (0.5)	-	9 (0.89)	-
	Sandblasting	121 (23)	121 (21)	2 (0.6)	2.1 (0.5)	5.5 (2.7)	5.7 (0.6)
	Grinding	124 (18)	129 (22)	0.7 (0.3)	0.7 (0.3)	7 (0.96)	6 (0.45)
	Polishing	171 (23)	172 (17)	0.04 (0.01)	0.03 (0.01)	8 (1.7)	10 (4.8)
E2	Control	300 (35)	-	1.4 (0.6)	-	9 (1.6)	-
	Sandblasting	279 (40)	295 (40)	1.7 (0.6)	1.65 (0.6)	6 (1.64)	7 (1.1)
	Grinding	294 (36)	297 (41)	0.65 (0.3)	0.6 (0.2)	7.5 (1.16)	7 (1.28)
	Polishing	387 (34)	368 (50)	0.025 (0.01)	0.024 (0.01)	11.5 (0.55)	9 (2.9)

E1, IPS Empress, E2, Empress 2, BH, before heat treatment, AH, after heat treatment, SD, standard deviation.

Tabela 2- Descrição dos resultados de resistência à flexão biaxial e Ra.

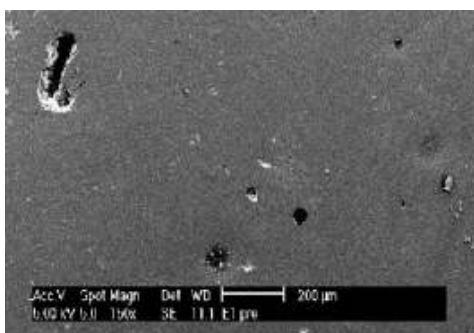


Figura 3- Fotomicrografia, demonstrando poros na superfície da cerâmica.

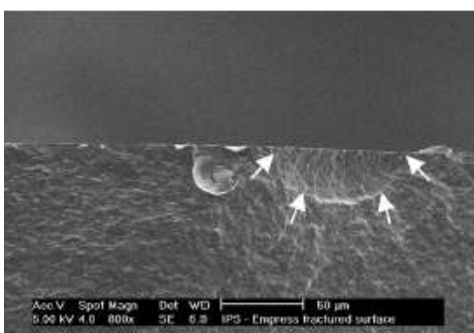


Figura 4- Fotomicrografia evidenciando defeito microestrutural em área de fratura.

3. PROPOSIÇÃO

3 - Proposição

Através de um experimento *in vitro* este trabalho se propôs a:

OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência do tratamento de superfície na rugosidade média superficial e resistência à flexão de três tipos de cerâmica.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Avaliar a rugosidade média superficial de três tipos de cerâmica, submetidas a três tratamentos de superfície: aplicação do *glaze* e polimento com dois diferentes sistemas após desgaste da camada de *glaze*.
2. Avaliar a resistência à flexão de três tipos de cerâmica, submetidas a três tratamentos de superfície: aplicação do *glaze* e polimento com dois diferentes sistemas após desgaste da camada de *glaze*.
3. Comparar os três tipos de cerâmica testados em relação à rugosidade média superficial e resistência à flexão.
4. Verificar a hipótese de que a resistência à flexão de CP cerâmicos seja inversamente proporcional à R_a , utilizando três tipos de cerâmica.

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Material

4.1.1 Cerâmicas dentais

Três cerâmicas dentais com indicação para recobrimento de restaurações metalocerâmicas e *inlay/onlay* foram escolhidas para este estudo: Super Porcelain EX3, cor E2 (Noritake Kizae CO. LTDA, Japão [figura 5]), Vitadur VM7, cor EE2 (Vita Zahnfabrik, Alemanha [figura 6]), e IPS d.SIGN, cor T - S3 (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein [figura 7]),.



Figura 5 - Super Porcelain EX3



Figura 6 - Vitadur VM7



Figura 7 - IPS d.SIGN

4.1.2 Tratamento de superfície

Os tratamentos de superfície estudados foram o Glaze de cada fabricante e dois sistemas de polimento: Porcelain Venner Polishing Kit (Shofu Inc., Japão) e a associação do Sistema de Polidores de Silicone EVE (EVE Ernst Vetter GmbH, Alemanha) com a pasta diamantada Crystar-Past (Kota Ind. e Com. LTDA., Brasil) aplicada com roda de feltro meio dura (Kota Ind. e Com. LTDA., Brasil).

4.1.3 Equipamentos e dispositivos

- Forno para cocção de porcelana FV – 1 New (EDG Equipamentos e Controles Ind. Brasileira);
- Matriz metálica para obtenção dos corpos-de-prova;
- Suporte metálico para apoio dos corpos-de-prova no teste dos três pontos;
- Peça de acoplamento à máquina de testes universal para quebra dos corpos-de-prova;
- Motor elétrico de bancada Kavo K 4 (Kavo do Brasil S. A. Ind. e Com. LTDA.);
- Paquímetro digital de 15 cm (Digimess Instrumentos de Precisão LTDA., Brasil);
- Turbina de alta rotação Kavo Super Torque (Kavo do Brasil S.A. Ind. e Com. LTDA.);
- Máquina de Testes Universal EMIC (Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA., Brasil);
- Aparelho Rugosímetro Mitutoyo SJ 201 P – Surface Roughness Tester (Mitutoyo, Japão);
- Vibrador de gesso (VH Softline, Brasil);

- Microscópio eletrônico de varredura Superscan SS-550 (Shimadzu, Japão);
- Aparelho metalizador de amostras IC-50 Ion Coater (Shimadzu, Japão);
- Porta espécime (*stub*) metálico para fixação das amostras metalizadas.

4.1.4 Instrumental e materiais de consumo

- Discos diamantados dupla face total (KG Sorensen Ind. e Com. LTDA., Brasil);
- Brocas diamantadas 2136 f (KG Sorensen Ind. e Com. LTDA., Brasil);
- Brocas diamantadas 2136 ff (KG Sorensen Ind. e Com. LTDA., Brasil);
- Papel absorvente (Melhoramentos Ind. Brasileira);
- Papel toalha (Melhoramentos Ind. Brasileira);
- Base cerâmica para manipulação da massa cerâmica;
- Base de lã de vidro para cocção de cerâmica em forno;
- Pinça de 40 cm para manipulação de materiais em forno;
- Lâmina de vidro fina;
- Pincel para aplicação de cerâmica;
- Espátula plástica;
- Mandril metálico para peça reta;
- Campo cirúrgico para recobrimento de bancada;
- Equipamento de proteção individual: luva de procedimentos, máscara facial e gorro;
- Cera 7, em lâminas, Horus (Dentsply, Ind. e Com. LTDA., Brasil);
- Lixas d'água nº 180, 400 e 600 (Norton, Indústria Brasileira).

4.2 Método

4.2.1 Delineamento Experimental

Este foi um trabalho experimental *in vitro*, tendo como fator em estudo o tipo de tratamento de superfície dado a diferentes cerâmicas.

As unidades experimentais consistiram em 90 barras cerâmicas.

Os fatores de variação estão representados nos quadros 1 e 2.

Sigla	Tratamento
T 1	Glaze
T 2	Porcelain Adjustment Kit
T3	Polidores EVE + Pasta diamantada

Quadro 1 - Cerâmicas utilizadas neste estudo.

Sigla	Material
C 1	Cerâmica IPS d.SIGN
C 2	Cerâmica Super Porcelain EX3
C 3	Cerâmica Vitadur VM7

Quadro 2 - Tratamentos de superfície avaliados neste estudo.

As variáveis de resposta foram:

Quantitativas – representada pela força de resistência à flexão em Mega Pascal (Mpa) e pela rugosidade média superficial (Ra) em micrômetros (μm).

4.2.2 Obtenção dos corpos-de-prova (CP)

4.2.2.1 Confecção da matriz

Foi confeccionada uma matriz em alumínio, seguindo as normas da ISO 6872:1995 para cerâmicas odontológicas (figuras 8 e 9).

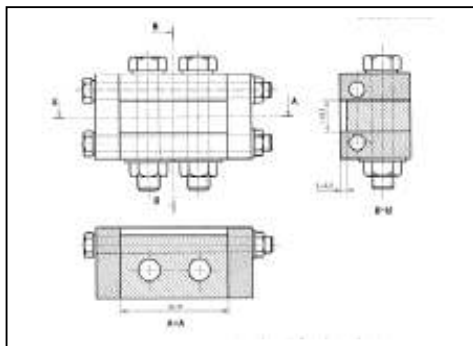


Figura 8 - Desenho esquemático das dimensões da matriz (ISO 6872: 1995).

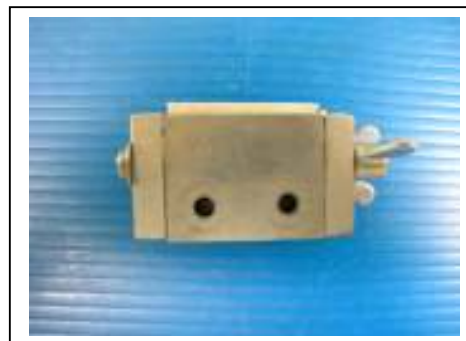


Figura 9 - Fotografia da matriz utilizada.

4.2.2.2 Confeção das barras

Foram seguidas, também, as normas da ISO 6872:1995 para cerâmicas odontológicas.

Foram obtidas 90 barras cerâmicas com dimensões aproximadas de 4 mm de largura, 1.2 mm de espessura e pelo menos 20 mm de comprimento, sendo 30 de cada marca comercial.

A cerâmica foi adicionada ao líquido formador, indicado pelo fabricante, e manipulada com uma espátula plástica sobre uma bandeja cerâmica até a obtenção de uma consistência cremosa. O excesso de líquido foi retirado com um papel absorvente.

A condensação na matriz foi feita sob ação de um vibrador para gesso em baixa intensidade, utilizando-se um pincel e espátula plástica para aplicação de cerâmica. O excesso de água foi retirado com um leve toque de papel absorvente e,

após o completo preenchimento, foi retirado o excedente de massa cerâmica, passando-se uma placa de vidro de microscópio rente à superfície da matriz.

A massa cerâmica foi retirada, após desaparafusar a matriz, e colocada sobre a base de lã de vidro (figura 10). A cada 5 barras de massa cerâmica, o conjunto foi levado ao forno e submetido a um ciclo de cocção com temperatura, pressão e tempo indicados pelos respectivos fabricantes.



Figura 10- Barras de massa cerâmica sobre a lã de vidro.

Após a cocção das 90 barras cerâmicas, elas foram submetidas a acabamento, com discos flexíveis diamantados dupla face total (KG Sorensen Ind. e Com. LTDA., Brasil) e lixas d'água nº 180, 400 e 600 (Norton, Indústria Brasileira) para regularização das superfícies e padronização das dimensões indicadas pela ISO 6872:1995.

As medidas foram confirmadas com o auxílio de um paquímetro digital (Digimess, Brasil [figuras 11, 12 e 13]), e as barras foram limpas, com escovas, em água corrente.

As barras foram secas ao ar livre e submetidas à aplicação do glaze e cocção com a temperatura, pressão e tempo indicados pelos respectivos fabricantes.



Figura 11 - Espessura do CP.



Figura 12 - Comprimento do CP.



Figura 13 - Largura do CP.

4.2.3 Divisão dos grupos

As barras foram divididas em nove grupos com 10 corpos-de-prova (CP), sendo 30 de cada marca comercial, e foram submetidas a três tratamentos de superfície (tabela 3 e quadro 3).

	Glaze (T1)	Sistema Shofu (T2)	Sistema EVE + Pasta (T3)
IPS d,SIGN (C1)	CP 1-10	CP 11-20	CP 21-30
EX3 Porcelain (C2)	CP 31-40	CP 41-50	CP 51-60
Vita VM7 (C3)	CP 61-70	CP 71-80	CP 81-90

Tabela 3 - Agrupamento dos corpos-de-prova.

- Corpos-de-prova de 1 a 10: IPS d.SIGN (C1) com superfície de glaze íntegra (T1).
- Corpos-de-prova de 11 a 20: IPS d.SIGN (C1) com desgaste da camada superficial e polimento com o sistema Porcelain Venner Polishing Kit - Shofu (T2).
- Corpos-de-prova de 21 a 30: IPS d.SIGN (C1) com desgaste da camada superficial e polimento com o Sistema EVE associado à pasta diamantada Crystar-Past (T3).
- Corpos-de-prova de 31 a 40: EX3 Porcelain (C2) com superfície de glaze íntegra.
- Corpos-de-prova de 41 a 50: EX3 Porcelain (C2) com desgaste da camada superficial e polimento com o sistema Porcelain Venner Polishing Kit - Shofu (T2).
- Corpos-de-prova de 51 a 60: EX3 Porcelain (C2) com desgaste da camada superficial e polimento com o Sistema EVE associado à pasta diamantada Crystar-Past (T3).
- Corpos-de-prova de 61 a 70: Vita VM7 (C3) com superfície de glaze íntegra (T1).
- Corpos-de-prova de 71 a 80: Vita VM7 (C3) com desgaste da camada superficial e polimento com o sistema Porcelain Venner Polishing Kit – Shofu (T2).
- Corpos-de-prova de 81 a 90: Vita VM7 (C3) com desgaste da camada superficial e polimento com o Sistema EVE associado à pasta diamantada Crystar-Past (T3).

Quadro 3- Detalhamento dos grupos.

4.2.4 Tratamento de Superfície

4.2.4.1 Glaze (T1)

As superfícies foram mantidas íntegras.

4.2.4.2 Desgaste da camada superficial e polimento com o sistema Porcelain Venner Polishing Kit - Shofu (T2)

Os desgastes foram feitos com as barras apoiadas sobre a bancada e com brocas de granulação fina 2136 F e superfina 2136 FF (KG Sorensen, Brasil) acoplada a uma turbina de alta rotação (Kavo, Alemanha), sob *spray* de água abundante, com o seu longo eixo paralelo à superfície, com leve pressão e tempo padronizado de 20 segundos para cada broca (TICIANELI, 2003). Foi delimitada, com lápis grafite, e desgastada uma área de 14 milímetros centrais, equidistantes das extremidades, em toda sua largura. Esta área equivale à distância entre os apoios dos CP no teste dos três pontos. As brocas foram trocadas a cada 5 desgastes.

O Porcelain Venner Polishing Kit é composto por três pedras Dura-White, óxido de alumínio microgranulado, para acabamento inicial e de nove borrachas à base de silicone, com diferentes formatos e as seguintes granulações:

- *Standart* para pré-polimento;
- Ultra para polimento;
- Ultra II para superpolimento;

O formato escolhido da pedra foi o CN1 e o das borrachas o formato PC2 por melhor se ajustarem às barras cerâmicas.

Obdeceu-se a seqüência indicada pelo fabricante, utilizando-se um Motor elétrico de bancada Kavo K 4 (Kavo do Brasil S.A.IND. e Com. LTDA.).

Cada componente foi utilizado durante 30 segundos, com pressão moderada, em movimentos paralelos ao longo eixo das barras. Entre uma borracha e outra, as barras foram lavadas com *spray* de água-ar e secas com jato de ar.

4.2.4.3 Desgaste da camada superficial e polimento com o Sistema EVE associado à pasta diamantada Crystar-Past (T3).

O desgaste da camada superficial e a utilização dos polidores foram realizados de maneira idêntica à descrita no tópico anterior.

Este tratamento associou o sistema de polimento EVE, que consiste em 3 peças de silicone, sem utilização prévia de pedra montada, com granulações decrescentes, a uma aplicação posterior de pasta diamantada com um disco de feltro meio duro.

Cada componente foi utilizado durante 30 segundos, com pressão moderada, em movimentos paralelos ao longo eixo das barras. Entre um componente e outro, as barras foram lavadas com spray de água-ar e secas com jato de ar.

4.2.5 Coleta de dados

4.2.5.1 Determinação da rugosidade

A leitura da rugosidade média (Ra) da superfície dos corpos de prova foi feita com um aparelho Rugosímetro, que é um método prático além de ser o mais encontrado na literatura (ALBAKRY *et al.* 2004; AL-HIYASAT *et al.*, 1997; FUZZI *et al.*, 1996; HULTERSTRÖM & BERGMAN, 1993; KAWAGOE, 2002; KAWAI *et al.*, 2000; KLAUSNER *et al.*, 1982; PATTERSON *et al.*, 1991; RIBEIRO, 1998; SCURRIA & POWERS, 1994; WARD *et al.*, 1995) Mitutoyo SJ 201 P – Surface Roughness Tester (Mitutoyo, Japão), figura 14.



Figura 14- aparelho rugosímetro.

Este aparelho consiste em uma ponta palpadora que se ajusta a superfícies planas e apresenta movimento de leitura automático com um leitor digital. Suas medições podem variar, de acordo com a distância a ser verificada. Possui leitura imediata, facilitando a interpretação dos resultados (OLIVEIRA JUNIOR, 2000).

Foi utilizado um *cut off* de 0,8 mm com uma extensão de tracejamento de 4 mm, como indicado pela ISO 4287:1997 para textura de superfície.

Para a aferição, os corpos-de-prova e o aparelho rugosímetro foram apoiados em uma e duas lâminas, respectivamente, de cera 7 (figura 15 e 16) para que se mantivessem ao mesmo nível e não se deslocassem.



Figura 15 - Visão superior do conjunto rugosímetro-cera-CP.



Figura 16 - Visão lateral do conjunto rugosímetro-cera-CP.

Os valores de Ra de todos CP foram aferidos e podem ser vistos nos apêndices A, B e C.

4.2.5.2 Avaliação da resistência à flexão

O método escolhido para determinação da resistência à flexão foi o teste do três pontos, de acordo com a ISO 6872: 1995 para cerâmicas dentárias.

A máquina utilizada foi a EMIC (Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA., Brasil), figura 17.

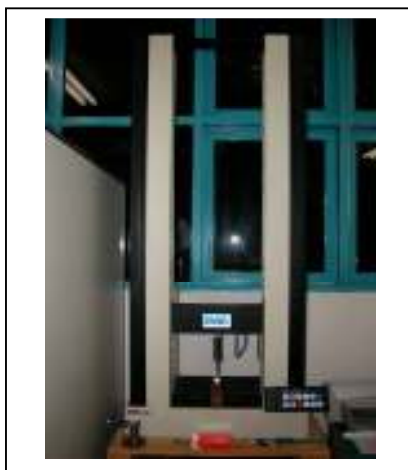


Figura 17- Máquina de ensaio utilizada no estudo.

Para apoio dos corpos-de-prova foi confeccionada uma peça em alumínio com base circular e dois apoios paralelos e distantes entre si 14 mm, possuindo um fio de 0,8 mm. Esta peça, por conveniência da manipulação, foi apoiada sobre um bloco de metal para que ficasse mais alta (figura 18). Os CP foram colocados com a superfície tratada voltada para baixo, de modo que a maior tensão sobre esta área fosse a de tração.

Para aplicação da carga, foi confeccionado um terceiro elemento em aço inoxidável (figura 18), também com um fio de 0,8 mm, que foi acoplado à máquina de testes, de forma que ficasse paralela às lâminas do suporte.



Figura 18- Conjunto dos elementos para realização do teste dos três pontos.

Quem gerencia a máquina é o programa Tesc versão 1.08.

Para que se inicie o teste, é necessário informar, individualmente, as medidas dos CP que serão testados para que diferenças de medidas entre os CP não interfiram nos resultados. Após isto, a lâmina acoplada à máquina comprime o centro da superfície superior do CP, com uma velocidade de 0,5 mm/min, até a sua ruptura. A força de ruptura em newtons (N) é passada, automaticamente, para o programa que calcula a resistência à flexão em megapascal.

Para esse cálculo é utilizada a fórmula mostrada nos quadros 4 e 5.

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

Quadro 4 - Fórmula para cálculo da resistência à flexão.

W - Carga de fratura em N
 l - Distância entre os apoios
 B - Largura do CP em mm
 D - Espessura do CP em mm

Quadro 5 - Legenda das variáveis.

Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Com o propósito de ter uma visualização direta e mais aproximada das superfícies e fraturas estudadas, foi selecionado um CP de cada grupo para análise em MEV.

Os CP foram colocados nos porta-espécimes (*stubs*) e as superfícies a serem analisadas foram submetidas a um banho de ouro em um aparelho metalizador de amostras IC-50 Ion Coater (Shimadzu, Japão), figura 19 e 20.



Figura 19- Aparelho metalizador de amostras.



Figura 20- Amostras após metalização.

As análises foram feitas no microscópio eletrônico de varredura (figura 21) Superscan SS-550 (Shimadzu, Japão) com aumentos variados. Ao se escolher as regiões desejadas, foram gravadas as fotomicrografias, sob forma de arquivo jpeg em um CD-R (disco compacto gravável).



Figura 21- microscópio eletrônico de varredura utilizado no estudo.

As imagens obtidas através de MEV podem ser vistas no anexo A.

4.2.6 Análise dos Dados

Os dados obtidos, em relação à rugosidade média superficial e resistência à flexão, foram tabulados e submetidos à análise estatística com o pacote estatístico STATA. Como não demonstraram uma distribuição normal, optou-se por estatística descritiva através das medianas e quartis como estimativa, utilizando os testes não paramétricos de Kruskal-Wallis. A correlação entre a rugosidade e resistência à flexão foi feita através do teste de correlação de Spearman. Adotou-se o nível de 5 % de significância ($p < 0,05$).

5. RESULTADOS

5. Resultados

Neste estudo, foi avaliada a influência de três tratamentos de superfície na rugosidade média superficial (Ra) e resistência à flexão (RF) de três cerâmicas odontológicas. Estão descritos, aqui, os resultados obtidos através dos valores de mediana de cada grupo estudado.

5.1 Tratamentos de superfície x rugosidade média superficial (Ra)

Os valores de Ra em micrômetros (μm) de todos os corpos-de-prova estão listados no apêndice A. Os resultados foram submetidos ao teste de Kruskal-Wallis com nível de significância de 5%. Para melhor visualização, os resultados estão expostos no gráfico 5.

5.1.1 Cerâmica IPS d.SIGN (C1)

Apesar de serem encontrados valores de mediana distintos entre os grupos da C1, as diferenças entre os valores de Ra dos corpos-de-prova (CP) submetidos aos diferentes tratamentos de superfície não foram estatisticamente significantes ($p>0,05$). O grupo com menor valor de Ra foi o submetido ao glaze (T1) com $0,59 \mu\text{m}$, seguido do Porcelain Venner Polishing Kit –Shofu (T2) com $0,69 \mu\text{m}$ e do sistema de polidores de Silicone EVE associado à pasta diamantada Crystar-Past (T3) com $0,71 \mu\text{m}$ (gráfico 5).

5.1.2 Cerâmica Super Porcelain EX3 (C2)

Dentre os grupos da C2, o submetido ao T2 obteve um valor de Ra significativamente maior (0,73 μm) que o T1 (0,36 μm), que foi o grupo com menor rugosidade, e que o T3 (0,46 μm). As diferenças entre os três grupos foram estatisticamente significantes (gráfico 5).

5.1.3 Cerâmica Vitadur VM7 (C3)

Na C3, o grupo com menor valor de Ra, assim como nas C1 e C2, também foi o submetido ao T1 (0,28 μm) que foi semelhante ao T2 (0,39 μm) sendo ambos menores que o T3 (0,58 μm), estas diferenças foram estatisticamente significantes (gráfico 5).

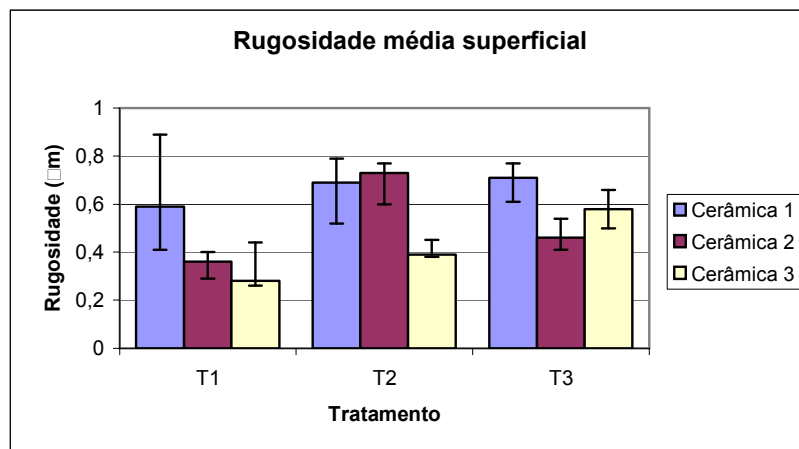


Gráfico 5 - Mediana, em relação à Ra, de cada grupo de cerâmica, segundo tipo de tratamento aplicado e seus respectivos quartis a 0,25% e 0,75%.

5.2 Tratamentos de superfície x resistência à flexão

Os valores de resistência à flexão em megapascal (MPa) de todos os corpos-de-prova estão listados no apêndice A. Os resultados foram submetidos ao teste de

Kruskal-Wallis com nível de significância de 5%. Para melhor visualização, os resultados estão expostos no gráfico 6.

5.2.1 Cerâmica IPS d.SIGN (C1)

Na C1 os resultados demonstraram uma maior resistência à flexão (106,93 Mpa) dos CP submetidos ao glaze (T1) do que os que foram polidos com o sistema Porcelain Venner Polishing Kit - Shofu (T2 [72,28 Mpa]) e o sistema de polidores de Silicone EVE associado à pasta diamantada Crystar-Past (T3 [79,40 Mpa]) que foram equivalentes. Os resultados foram estatisticamente significantes e podem ser observados no gráfico 6.

5.2.2 Cerâmica Super Porcelain EX3 (C2)

Para a C2 também foi encontrada, em relação à resistência à flexão, uma superioridade, estatisticamente comprovada, do T1 (144,65 Mpa) sobre o T2 (74,40 Mpa) e T3 (73,06 Mpa) que foram equivalentes. Este grupo (C2T1) obteve um resultado nitidamente superior, dentre todos do estudo, como pode ser visualizado no gráfico 6.

5.2.3 Cerâmica Vitadur VM7 (C3)

Confirmando o encontrado nas C1 e C2, em relação à resistência à flexão, na C3 o T1 foi superior (90,78 Mpa) que o T2 (69,99 Mpa) e o T3 (77,74 Mpa) que

foram semelhantes entre si. Os resultados foram estatisticamente significantes e podem ser observados no gráfico 6.

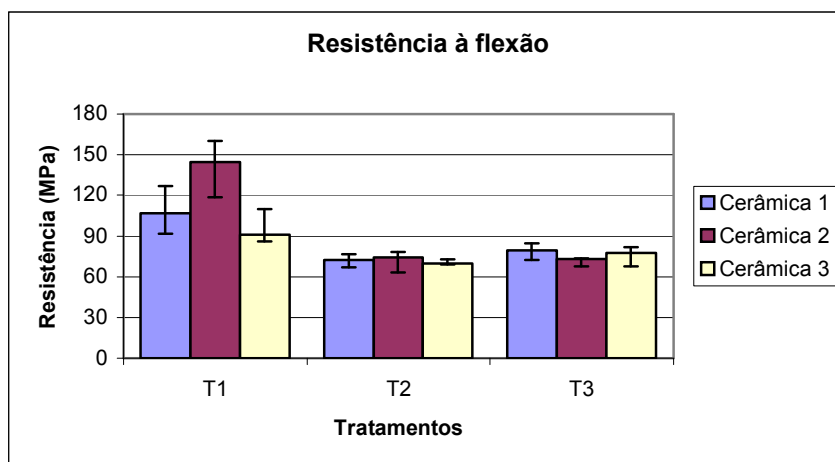


Gráfico 6- Mediana, em relação à RF, de cada grupo de cerâmica, segundo tipo de tratamento aplicado e seus respectivos quartis a 0,25% e 0,75%.

5.3 Comparação entre as cerâmicas

Aqui os resultados de Ra e resistência à flexão de cada CP foram agrupados por cerâmica. Os valores foram analisados com o teste de Kruskal-Wallis com nível de significância de 5%.

5.3.1 Cerâmicas x rugosidade média superficial

Foram comparados os valores de rugosidade média superficial das cerâmicas independente do tratamento de superfície. A cerâmica IPS d.sign (C1) foi mais rugosa (0,66 μm) que a cerâmica Super Porcelain EX3 (C2 [0,48 μm]) e a cerâmica Vita VM7 (C3 [0,44 μm]). Os resultados foram estatisticamente significantes (gráfico 7).

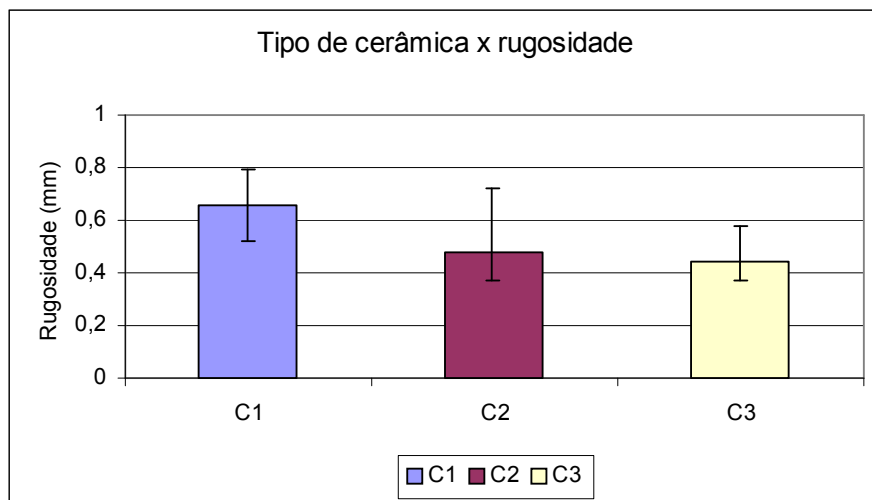


Gráfico 7- Valores de mediana, em relação à Ra, de cada cerâmica e seus respectivos quartis a 0,25 e 0,75%.

5.3.2 Cerâmicas x resistência à flexão

A resistência à flexão das cerâmicas C1 (81,01 Mpa), C2 (76,80 Mpa) e C3 (77,74 Mpa), independente dos tratamentos de superfície, foi bastante semelhante e não obteve significância estatística (gráfico 8).

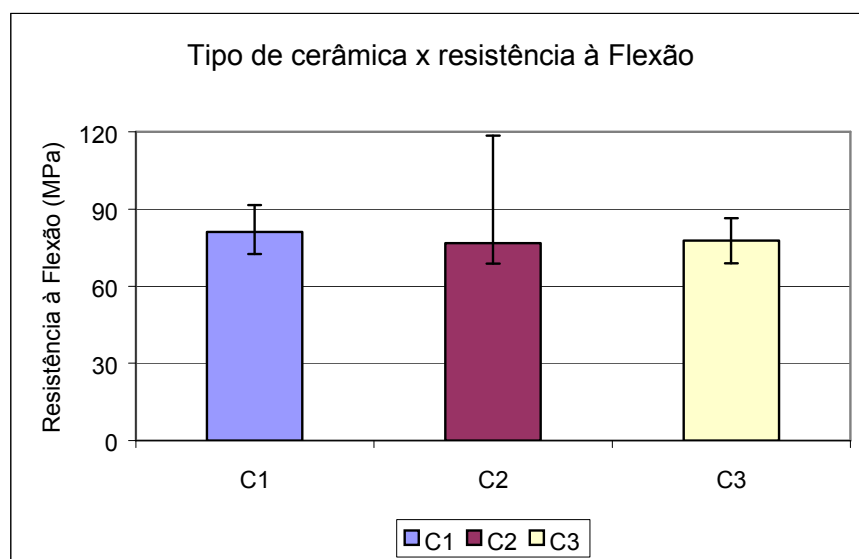


Gráfico 8 - Valores de mediana, em relação à resistência à flexão, de cada cerâmica e seus respectivos quartis a 0,25 e 0,75%.

5.4 Correlação rugosidade média superficial (Ra) x resistência à flexão

Para verificar se há uma interação entre a Ra e a resistência à flexão, os valores foram agrupados por cerâmica e submetidos teste de correlação de Spearman, com nível de significância de 5%.

5.4.1 Cerâmica IPS d.SIGN (C1)

Para a C1 não foi observada uma correlação entre os valores da rugosidade média superficial e sua resistência à flexão, como pode ser visto no gráfico 9, além do que os resultados não foram estatisticamente significantes.

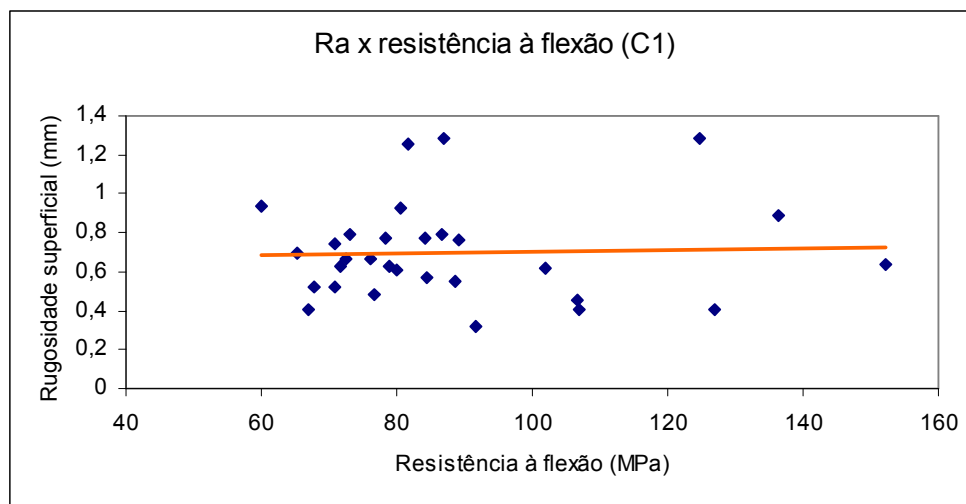


Gráfico 9- Correlação entre Ra e RF na cerâmica 1 ($R = -0,0378$ e $p = 0,84$).

5.4.2 Cerâmica Super Porcelain EX3 (C2)

Na cerâmica 2 foi confirmada uma correlação negativa entre Ra e resistência à flexão (gráfico 10), ou seja, quanto maior a Ra menor a resistência à flexão, sendo esta, estatisticamente significativa ($R = -0,4963$ e $p = 0,0053$).

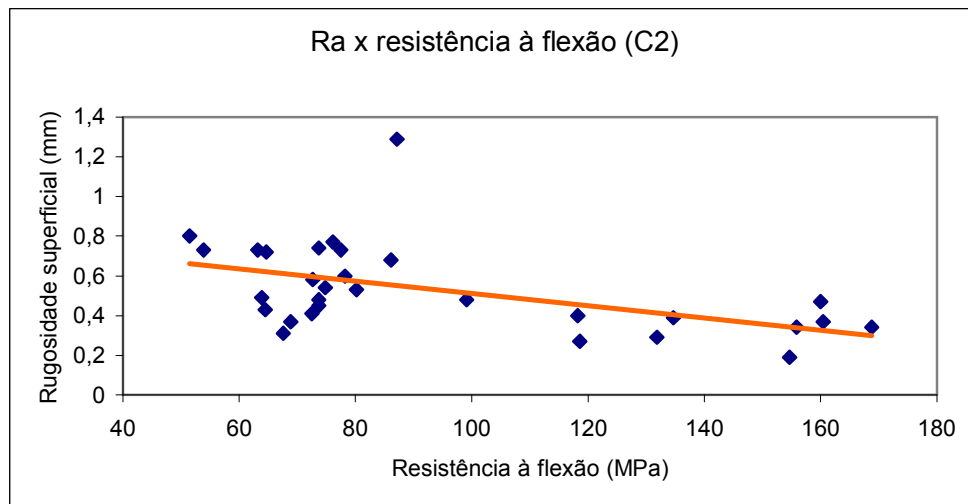


Gráfico 10 - Correlação entre Ra e RF na cerâmica 2 (R = -0,4963 e p = 0.0053).

5.4.3 Cerâmica Vitadur VM7 (C3)

Apesar de haver uma tendência de incremento dos valores de Ra e RF, não foi identificada uma correlação positiva estatisticamente significativa (gráfico 11).

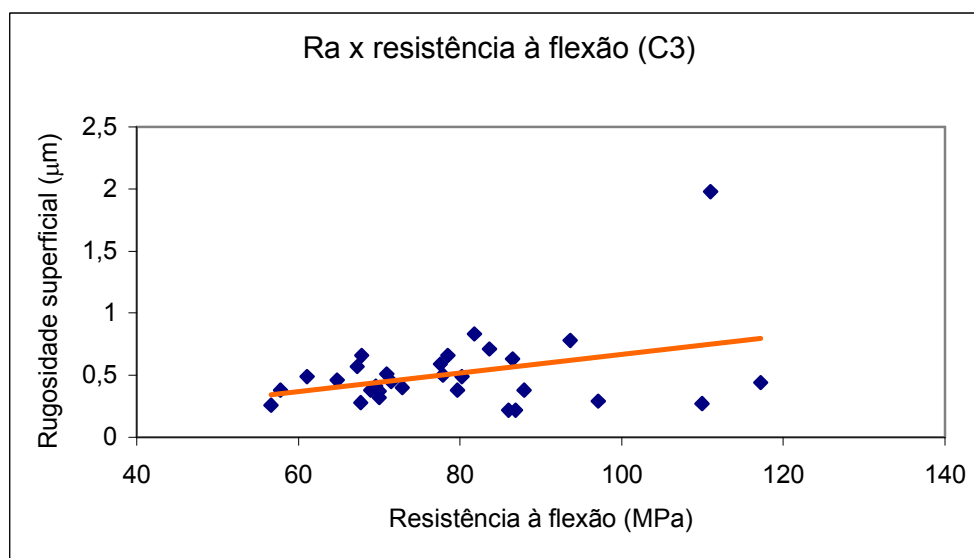


Gráfico 11 - Correlação entre Ra e RF na cerâmica 3 (R = 0.5421 e p = 0.54).

6. DISCUSSÃO

6. Discussão

A discussão foi dividida em tópicos, de acordo com as análises realizadas e resultados obtidos.

6.1 Rugosidade média superficial (Ra)

Uma das características importantes dos materiais restauradores é a rugosidade da sua superfície, pois pode interferir negativamente na retenção de biofilme dental, desgaste dos elementos antagonistas e adjacentes, estética, e características relacionadas à resistência (ADAMCZYK e SPIECHOWICZ 1990; ALKHIARY *et al.* 2003; ANUSAVICE, 1998; BHAMRA *et al.*, 2002; KITAZAKI *et al.*, 2001; SEN *et al.* 2002).

O método utilizado, neste trabalho, para aferir a rugosidade foi a avaliação quantitativa, através de aparelho rugosímetro com ponta analisadora. Foi escolhido devido à sua facilidade de utilização, baixo custo e, principalmente, por ser o método mais encontrado na literatura, como pode ser visto, dentre outros, nos trabalhos de Albakry *et al.* (2004); Al-Hiyasat *et al.* (1997); Fuzzi *et al.* (1996); Hulterström e Bergman (1993); Kawagoe (2002); Klausner *et al.* (1982); Patterson *et al.* (1991); Ribeiro (1998); Scurria e Powers (1994); Ward *et al.* (1995).

Ao se comparar trabalhos de rugosimetria é importante que se atente para o fato, que os resultados numéricos obtidos com o rugosímetro para uma mesma superfície dependem do *cut off* utilizado, que é o meio de reduzir a interferência de ondulações na determinação da rugosidade. A justificativa da escolha do *cut off* de 0.8 mm, neste trabalho, como feito por Bessing e Wiktorsson (1983) e Hulterström e Bergman (1993), baseia-se na indicação da norma ISO 4287:1997 para cerâmicas

dentárias e no fato de que a área analisada pelo rugosímetro é necessariamente quatro vezes maior que o seu valor de *cut off*. Conclui-se, portanto, que valores pequenos de *cut off* determinam áreas pouco expressivas.

Pode-se visualizar a influência do *cut off* sobre a aferição da Ra nos gráficos 12 e 13, que representam os resultados obtidos com a análise rugosimétrica do corpo-de-prova (CP) 33 antes e após a sua utilização. Observar a diferença de altura após exclusão da interferência das ondulações. O valor de Ra deste CP foi de 0,4 μm .

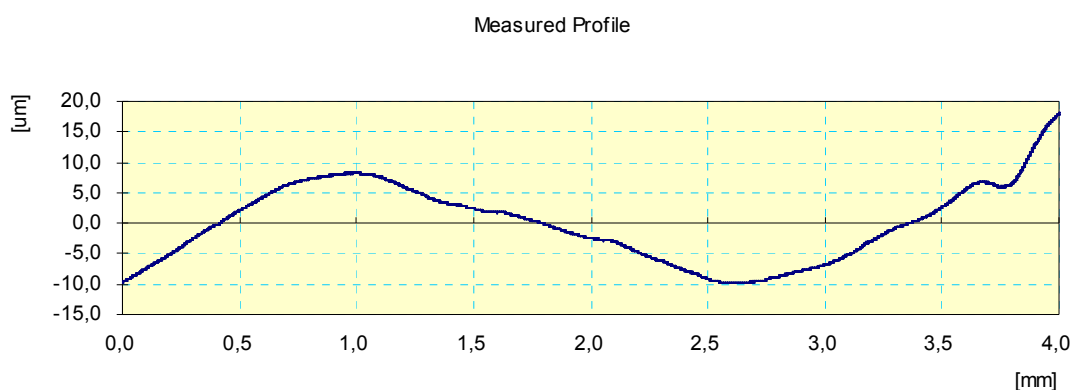


Gráfico 12- Análise rugosimétrica do CP 33 sem o *cut off*.

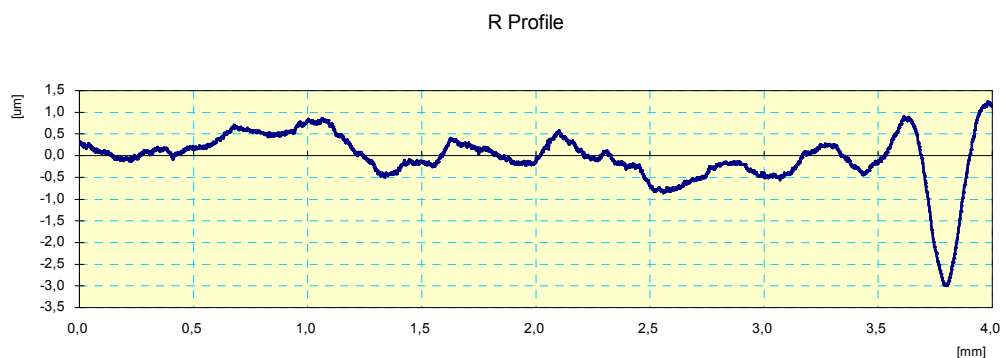


Gráfico 13- Análise rugosimétrica do CP 33 com o *cut off*.

A relação entre os valores de Ra em superfícies glazeadas ou polidas é bastante controversa. Os resultados obtidos neste trabalho mostraram que o tratamento de superfície com o glaze (T1) apresentou valores menores de Ra, em todas as cerâmicas, do que os submetidos aos sistemas de polimento Shofu (T2) e EVE associado à pasta diamantada (T3). Patterson *et al.* (1992) e Sasahara (2003) também obtiveram resultados onde os CP tratados com glaze demonstraram valores menores de Ra que os submetidos aos sistemas de polimentos estudados, porém outros estudos como os de Kawagoe, 2002; Ribeiro, 1998 e Ward *et al.*, 1995 apresentarem alguns resultados com menores valores de Ra para os polimentos estudados do que para o glaze. Esses dados não homogêneos encontrados na literatura, provavelmente, resultam da grande variação nos métodos de polimento; do *cut-off* utilizado e, também, do tipo e da maneira que foram trabalhadas as cerâmicas estudadas, desde o processo de manipulação e cocção da massa cerâmica até a usinagem dos corpos-de-prova.

A influência da técnica de obtenção de corpos-de-prova cerâmicos em suas características é inerente ao material (ANUSAVICE, 1998; DELLA BONA, 2003,2004; MECHOLSKY, 1995). Na figura 22, uma área de fratura, pode-se observar a presença de poros no interior do CP 28, caracterizando uma falha na técnica de confecção. A figura 23 é uma visualização da superfície do mesmo CP, mostrando que a presença dos poros justifica a sua Ra de 1,28 μm , acima da média do seu grupo.

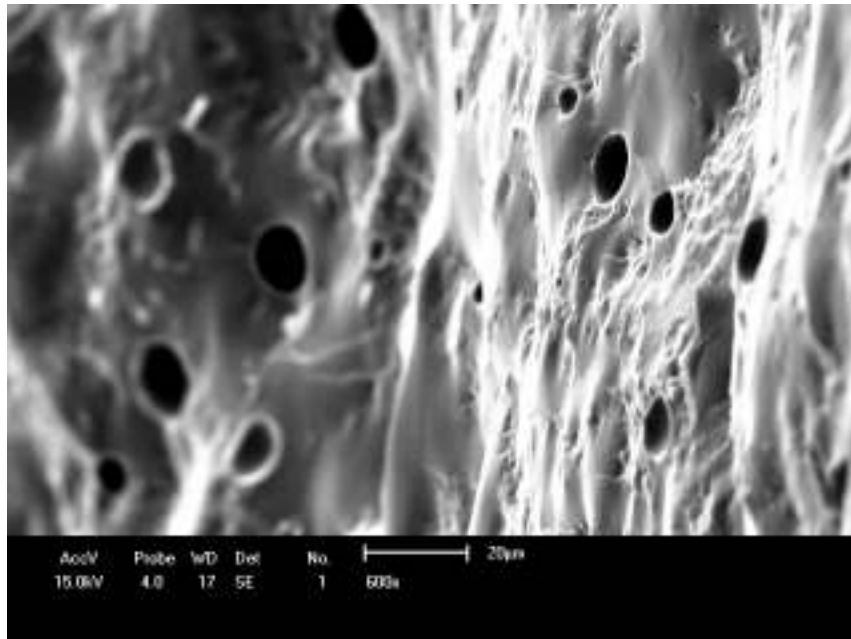


Figura 22- Fotomicrografia com aumento de 600x, demonstrando defeitos microestruturais em área de fratura do CP 28 (C1T3).

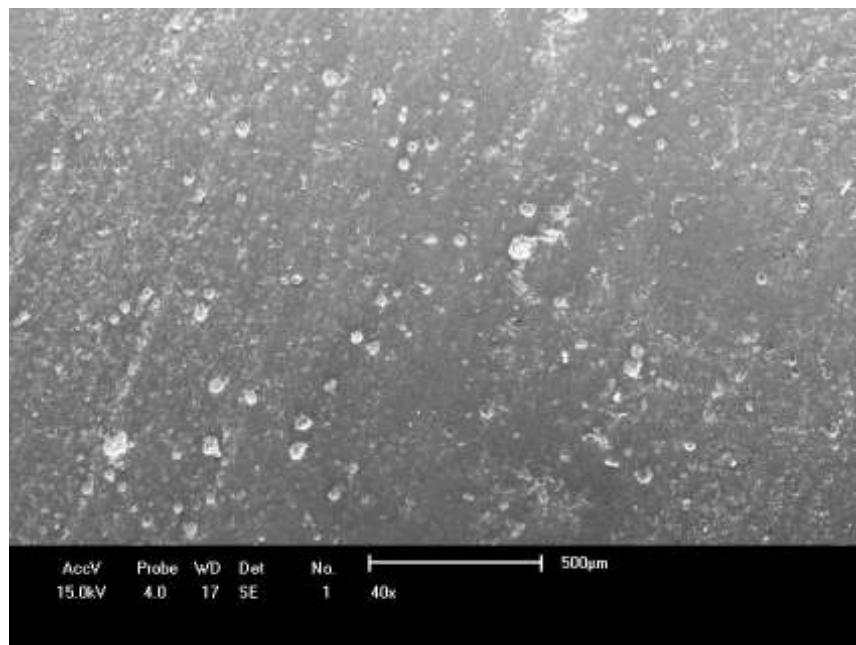


Figura 23- Fotomicrografia com aumento de 40x, demonstrando as irregularidades criadas pelos poros presentes na superfície do CP 28 (C1T3).

Os sistemas de polimentos estudados, neste trabalho, foram escolhidos devido ao fácil manuseio, utilização corriqueira na clínica diária e por possuírem um componente principal que os diferem: no sistema Shofu (T2) é utilizada, para acabamento inicial, uma pedra de óxido de alumínio microgranulado e para a composição do T3 associou-se o sistema de polidores EVE, que não possui uma pedra para utilização prévia, a uma pasta diamantada (Crystar-Past). Os resultados obtidos com estes tratamentos, em relação à Ra, foram diferentes de acordo com a cerâmica. Na Cerâmica IPS d.SIGN (C1), o T2 e T3 foram bastante semelhantes; na Cerâmica Super Porcelain EX3 (C2) o T2 obteve maiores valores que o T3 e, na Cerâmica Vitadur VM7 (C3) o T2 apresentou valores menores que o T3. Esses resultados não permitem afirmar a superioridade de nenhum destes dois tratamentos, excluindo-se o fator cerâmica. Pode-se encontrar trabalhos na literatura como o de Ticianeli (2003) que obteve resultados diferentes para alguns dos sistemas de polimento estudados, porém os tratamentos de superfície e tipos de cerâmicas testados foram distintos dos que aqui são apresentados, o que dificulta comparações.

Não é possível chegar a uma definição a respeito da influência da ação da pasta diamantada sobre a Ra dos CP. Foi utilizada como complementação do T3 tanto para manter o mesmo tempo de ação de agentes polidores que no T2 quanto para verificar o tipo de superfície deixada através da análise do gráfico de rugosimetria e da visualização em microscópio eletrônico de varredura.

Para avaliar a ação da pasta diamantada sobre a Ra, deve-se recorrer a trabalhos como os de Ribeiro (1998), que testou sistemas de polimentos iguais com e sem pasta diamantada e afirmou que todos os processos de polimento que acrescentaram o uso da pasta promoveram os melhores resultados em todas as

cerâmicas analisadas. É necessário observar que, ao se acrescentar uma nova fase de polimento, o CP é submetido a mais tempo sob ação de agentes polidores, o que, talvez, justifique os melhores resultados. Além disto, esses resultados não são um consenso na literatura. Ticianeli (2003) observou que a pasta diamantada só foi útil para diminuir a Ra de superfícies com alto grau de irregularidade, não melhorando as superfícies já polidas satisfatoriamente e, também, Hulterstrom e Bergman (1993) ao analisarem diferentes tipos de cerâmica, polidas com e sem pasta diamantada, não obtiveram diferenças estatísticas entre os valores de Ra.

Na comparação entre as cerâmicas, ficou nítido um maior valor de Ra da cerâmica IPS d. SIGN (C1) que as cerâmicas Super Porcelain EX3 (C2) e Vita VM7 (C3), que foram equivalentes. A C1 tem uma característica de composição única, em relação à C2 e C3, que é a presença de fluorapatita, como informa o fabricante. São necessários mais estudos para que se verifique se existe uma correlação desta composição específica com um maior valor de Ra, pois existem trabalhos como o de Sasahara (2003) que avaliou a Ra desta mesma cerâmica, em relação à de outras não estudadas neste trabalho, e não obteve resultados com maiores valores. Além disto, o fabricante afirma que a fluorapatita possibilita uma melhor estética e menor desgaste do elemento antagonista, que independente do valor de Ra são características importantes, se comprovadas. Dentre as cerâmicas estudadas por Perillo (2002) a IPS d. SIGN foi justamente a que obteve valores de dureza superficial mais próximos ao do esmalte dental, este é um dos fatores que podem indicar que ela possua um baixo potencial abrasivo.

O fabricante da C3 (Vita VM7) afirma que a sua composição consiste em uma distribuição uniforme de partículas micro-finas e que isto traz benefícios em relação a características de superfície, acarretando um menor desgaste de dentes

antagonistas. Somente o seu valor de Ra, que foi aqui estudado, não comprova essa afirmação, pois foi muito semelhante ao da C2 (Super Porcelain EX3) que possui uma composição tradicional de cerâmicas feldspáticas. No entanto, os CP da cerâmica Vita VM7 (C3) que foram avaliados com o microscópio eletrônico de varredura apresentaram uma característica no tipo de fratura bastante distinta das obtidas com os CP das cerâmicas IPS d. SIGN (C1) e Super Porcelain EX3 (C2). Foram obtidas faces de fratura visivelmente mais lisas, o que pode significar um menor desgaste de dentes antagonistas. Isso pode acontecer, pois durante o desgaste de uma superfície cerâmica não ocorrem deformações plásticas, como pode ocorrer com os metais, e sim, provavelmente ocorrem, microfraturas (SASAHARA, 2003). Essas microfraturas, que podem surgir durante a função mastigatória, expõem áreas internas que se forem lisas, como ocorreu com os CP da cerâmica Vita VM7, possuem um menor potencial de abrasão do que superfícies irregulares, como as que foram visualizadas em áreas de fratura dos CP das cerâmicas C1 e C3. As fotomicrografias, que ilustram o que foi dito, estão no anexo A (deve-se comparar as figuras 53, 54, 57, 58, 61 e 62, que são de CP da cerâmica Vita VM7 com as figuras 29, 30, 33, 34, 37 e 38, que são de CP da cerâmica IPS d. Sign e com as figuras 41, 42, 45, 46, 49 e 50 que são de CP da cerâmica Super Porcelain EX3).

É importante reforçar a idéia de que, independente do valor de Ra mensurado com o rugosímetro, as superfícies glazeadas e polidas podem ser diferentes em relação ao desgaste de unidades antagonistas, estética, retenção de biofilme dental e características mecânicas (AL-HIYASAT *et al.*, 1997; PATTERSON *et al.*, 1991, 1992). Portanto, é necessário cautela ao se extrapolar comparações baseadas

somente na Ra. Sugere-se que sejam feitos estudos específicos a respeito destas propriedades.

6.2 Resistência à flexão

A característica mecânica escolhida para avaliação, neste estudo, foi a resistência à flexão, pois necessita corpos-de-prova de fácil obtenção e que permitem futuras avaliações de outras propriedades, como dureza e tenacidade à fratura, e principalmente por caracterizar a resistência das cerâmicas a tensões de tração, que são o seu ponto fraco (ANDERSON *et al.*, 1990; ANUSAVICE, 1998; DELLA-BONA *et al.*, 2003; DIETSCHI *et al.*, 1990; McLEAN, 2001; SCHERRER *et al.*, 1998). O teste escolhido para avaliação da resistência à flexão foi o teste dos três pontos, seguindo a indicação da norma ISO 6872:1995 para cerâmicas dentárias, onde tensões de tração tendem a afastar as moléculas que se encontram na superfície oposta a que está recebendo a força e que, teoricamente, pode ser afetada pelos tratamentos de superfície (figura 24).



Figura 24 - CP sendo submetido ao teste dos três pontos.

Os resultados obtidos, neste trabalho, demonstraram uma maior resistência à flexão, em todas as cerâmicas estudadas, dos CP submetidos ao tratamento com glaze (T1) do que os submetidos aos sistemas de polimento Shofu e EVE associado à pasta diamantada (T2 e T3, respectivamente). Isto reforça a hipótese que o glaze cause um estado constante de compressão superficial da cerâmica e diminua a profundidade e largura das fendas existentes na superfície (ANUSAVICE, 1998; BAHARAV *et al.*, 1999; GRIGGS *et al.*, 1996). Isto faz com que a força para a separação das partículas, na extremidade das fendas, tenha que ser maior. Porém, existem trabalhos, como o de Fairhurst *et al.* (1992) e o de Della Bona *et al.* (2003), que encontraram uma maior resistência à flexão de CP polidos do que glazeados.

Estas divergências, encontradas na literatura, podem ser atribuídas à maneira como foram trabalhadas as cerâmicas, desde o processo de manipulação e cocção da massa cerâmica até a usinagem do corpo-de-prova, como foi discutido anteriormente para a rugosidade, e também, devido às dimensões dos CP e aos tipos e especificações dos testes e equipamentos que os realizam, como comprovado por Ovri (2000) e Thompson (2000). Portanto, é necessário cautela ao se comparar dados obtidos na literatura. Especificamente em relação ao trabalho de Della Bona *et al.* (2003), as suas avaliações foram em cerâmicas de recobrimento sobre *copyngs* cerâmicos, o que diminui a influência dos tratamentos de superfície estudados sobre sua resistência à flexão.

A resistência à flexão dos CP submetidos aos dois sistemas de polimento, além de possuir valores menores do que os submetidos ao *glaze*, foi extremamente semelhante para as cerâmicas estudadas. Com isto, não é possível justificar a escolha de um ou outro tratamento baseando-se neste critério, e também não permite afirmar que após um desgaste da superfície glazeada, estes tratamentos

possibilitem uma manutenção do mesmo padrão anterior de resistência à flexão. Estes valores, mais baixos que os obtidos com o tratamento glaze, podem ser explicados pela exposição de defeitos microestruturais, preexistentes e anteriormente recobertos pela camada de glaze e pela criação de novos defeitos decorrentes da ação das brocas diamantadas, que não foram corrigidos pelos polimentos (DELLA BONA *et al.*, 2004; GRIGGS *et al.*, 1996; Patterson *et al.*, 1992). Pode-se ainda conjecturar que o atrito a que são submetidos os CP, durante o polimento, acarretam trepidações e um aumento de temperatura, o que pode estimular a propagação das fendas, citadas anteriormente, e, conseqüentemente, diminuir a sua resistência.

A figura 25 exhibe o CP 11, evidenciando a presença de ranhuras em sua superfície, que foram provavelmente causadas pelas brocas diamantadas. Isto talvez justifique a sua menor resistência à flexão dentre todos os CP da C1 e a maior Ra do seu grupo (C1 T2), já que em nenhum dos outros CP analisados no MEV foram encontradas ranhuras tão evidentes. A figura 26 serve como comparativo, dentro do mesmo grupo de cerâmica, de uma superfície livre de ranhuras (CP 8 [C1 T1]).

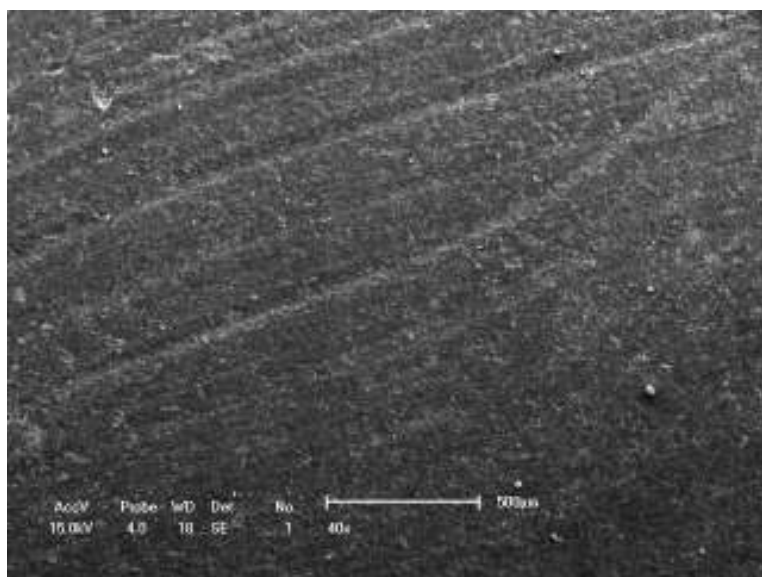


Figura 25 - Fotomicrografia da superfície do CP 11 (C1 T2) com aumento de 40x.

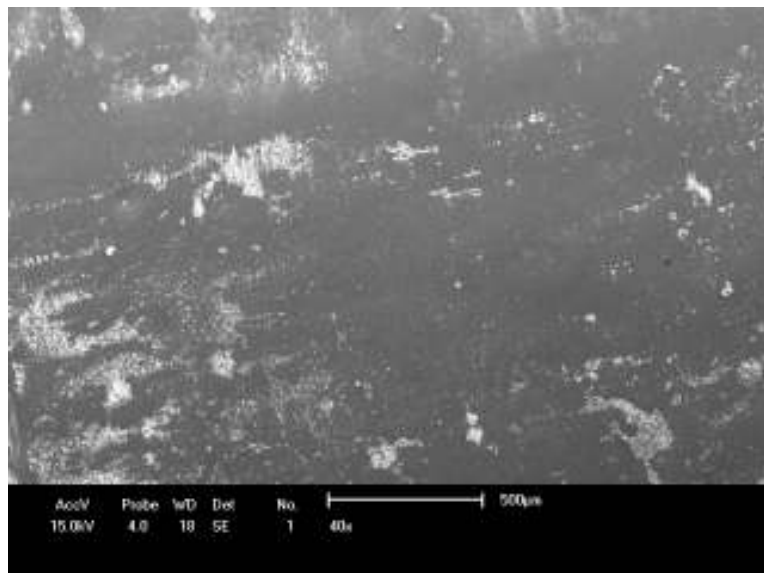


Figura 26 - Fotomicrografia da superfície do CP 8 (C1 T1) com aumento de 40x.

Comparando-se as cerâmicas, não é possível justificar a escolha dentre elas segundo o critério resistência à flexão, pois os resultados não foram estatisticamente significantes e, numericamente, demonstraram uma equivalência. A cerâmica Super Porcelain EX3 quando submetida somente ao glaze (C2T1), se destacou perante os outros grupos, porém estes valores não foram suficientes para lhe caracterizar como mais resistente à flexão que as outras cerâmicas estudadas, como pode ser visualizado no gráfico 14, que agrupa os valores de resistência à flexão segundo os tratamentos de superfície de cada cerâmica.

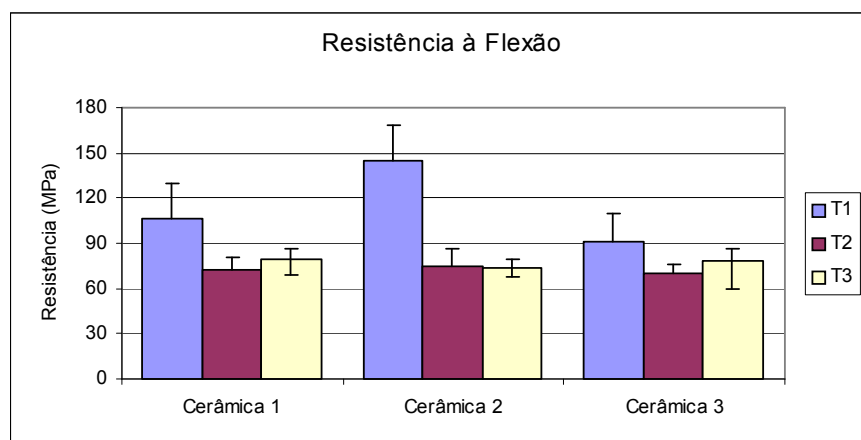


Gráfico 14 - Mediana, em relação à RF, de cada grupo de cerâmica, segundo tipo de tratamento aplicado e seus respectivos quartis a 0,25% e 0,75%.

6.3 Correlação rugosidade média superficial (Ra) x resistência à flexão

Um dos objetivos deste trabalho foi verificar se o valor de Ra teria uma relação inversa com a resistência à flexão dos CP, pois, teoricamente, valores maiores de Ra indicariam a presença de defeitos na superfície que poderiam se propagar sob ação de tensões e diminuir a resistência à flexão. Foram avaliadas as três cerâmicas e a única correlação, estatisticamente significativa, foi obtida com a Super Porcelain EX3 (C2) que confirmou a hipótese descrita acima.

Os trabalhos encontrados na literatura também não estabelecem uma relação clara entre maiores valores de Ra e menor resistência à flexão de materiais cerâmicos. Kitazaki *et al.* (2001), em um estudo semelhante a este, avaliaram três cerâmicas e somente uma delas teve esta correlação comprovada. Albakry *et al.* (2003) estudaram esta relação em duas cerâmicas e, em nenhuma delas foi confirmada. Os resultados encontrados por Bhamra *et al.* (2002) demonstraram que, quanto menor a granulação dos polidores testados, maior foi a resistência à flexão das cerâmicas estudadas, porém como não foi aferida a Ra, que é o fator em estudo deste trabalho, não é possível realizar comparações. Esses resultados, não conclusivos, talvez sejam explicados pelo fato de existirem irregularidades na superfície das cerâmicas que são detectadas pelo rugosímetro, aumentando o valor de Ra, mas que não, necessariamente, sejam fendas que, comprovadamente, possuem tendência à propagação, quando sob tensão.

Este trabalho demonstrou que o tratamento de superfície influenciou tanto a rugosidade média superficial, quanto a resistência à flexão dos CP cerâmicos testados. As superfícies somente glazeadas obtiveram menores valores de rugosidade média superficial (Ra) e maiores de resistência à flexão do que as

superfícies polidas, após desgaste com brocas diamantadas, com os dois sistemas testados. Sabe-se que são necessários outros estudos para que se avalie a influência do valor de Ra em características como desgaste de dentes antagonistas e retenção de placa, como também sobre qual é a importância da resistência à flexão na minimização do risco de fraturas em restaurações cerâmicas. Porém, pode-se sugerir que as restaurações cerâmicas sejam confeccionadas com o maior rigor técnico possível, de forma que se evite ao máximo a realização de ajustes após a cocção.

7. CONCLUSÃO

7 – Conclusão

Com base na metodologia empregada e na análise dos resultados obtidos, chegou-se às seguintes conclusões:

1. Nas três cerâmicas testadas, o glazamento (T1) obteve superfícies com maior lisura do que os polimentos com o sistema Porcelain Venner Polishing Kit – Shofu (T2) e o Sistema de Polidores de Silicone EVE associado à pasta diamantada Crystar-Past (T3), levando-se em conta o critério rugosidade média superficial (Ra). Os T2 e T3 não demonstraram respostas lineares. Foram obtidos resultados diferentes para cada cerâmica testada: na IPS d.SIGN (C1), T2 e T3 foram equivalentes, na Super Porcelain EX3 (C2) o T2 obteve maiores valores que o T3 e na Vitadur VM7 (C3) ocorreu o inverso, ou seja, o T2 possibilitou uma menor Ra dos corpos-de-prova (CP) que o T3.
2. O T1 também promoveu os maiores valores de resistência à flexão em todas as cerâmicas testadas, enquanto que os T2 e T3 obtiveram resultados equivalentes.
3. Na comparação entre as cerâmicas, somando-se os resultados dos três tratamentos a que foram submetidas, a C1 apresentou características de menor lisura de superfície, pois obteve valores de Ra maiores que a C2 e a C3, que, por sua vez, foram equivalentes. Em relação à resistência à flexão, as três cerâmicas apresentaram comportamentos semelhantes, porém não significantes estatisticamente, não sendo possível ressaltar nenhuma delas como a mais resistente.

4. A hipótese de que a resistência à flexão seria inversamente proporcional à R_a só foi comprovada para os CP da C2. Nas C1 e C3, essa correlação não foi encontrada.

REFERÊNCIAS

Referências*

ADAMCZYK, E.; SPIECHOWICZ, E. Plaque accumulation on crowns made of various materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 3, n. 3, p. 285-291, May/June 1990.

ALBAKRY, M; GUAZZATO, M; SWAIN, M. V. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. **J. Dent.**, Bristol, v. 32, n. 2, p. 91-99, 2004.

AL-HIYASAT, A. S. *et al.* The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.10, n. 3, p.269-282, May/June 1997.

ALKHIARY, Y. M.; MORGANO, S. M.; GIORDANO, R. A. Effects of acid hydrolysis and mechanical polishing on surface residual stresses of low-fusing dental ceramics. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis , v. 90, n. 2, p. 133-142, ago. 2003.

ANDERSON, J. C. *et al.* **Materials science**. London: Chapman e Hall, 1990. 608 p.

ANUSAVICE, K. J. **Materiais Dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 412 p.

BAHARAV H. *et al.* Effect of different cooling rates on fracture toughness and microhardness of a glazed alumina reinforced porcelain. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 76, n. 1, p. 19-22, jul.1996.

_____. Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardn of alumina-reinforced porcelain. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis , v. 81, n. 5, p. 515-519,1999.

BESSING, C.; WIKTORSSON, A. Comparison of two different methods of polishing porcelain. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v. 91, n. 6, p. 482-487, Dec. 1983.

BHAMRA, G.; PALIN, W. M.; FLEMING, G. J.P. The effect of surface roughness on the flexure strength of an alumina reinforced all-ceramic crown material. **J. Dent.**, Bristol, v. 30, p. 153–160, 2002.

BLAIR, K. F.; SCHATZ, R. S; DAVIS, R. D. Microleakage associated with resin composite-cemented, cast glass ceramic restoration. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, vol. 6, p. 579-584, 1993.

BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel. **J. dent. Res.**, Chicago, v. 34, p. 948-53, 1955.

*Associação Brasileira de Normas Técnicas. **NBR-6023**: informação e documentação – referências – elaboração. ABNT: Rio de Janeiro, 2002. 24 p. Abreviatura de periódicos segundo Bases de Dados MEDLINE

- BOWEN, R.L. Properties of silica- reinforced polymer for dental restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, v.66, p. 57-64, 1963.
- DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K. J.; EDELHOFF, P. H. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. **Dent. Mater**, Copenhagen, v. 19, p. 662–669, 2003.
- DELA BONA, A.; ANUSAVICE K. J.; HOOD, J. A. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 15, n. 3, p. 248-253, 2002.
- DELLA BONA, A.; MECHOLSKY JR., J. J.; ANUSAVICE, K. J. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 20, p. 956–962, 2004.
- DIETSCHI, D. *et al.* In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. **Quintessence Int.**, Chicago, v. 21, n. 10, p. 823-831, 1990.
- EDELHOFF, D.; SPIEKERMANN, H.; YILDIRIM, M. Metal-free inlay-retained fixed partial dentures. **Quintessence Int.**, Chicago, v. 32, n. 4, p. 269-281, 2001.
- ESQUIVEL-UPSHAW, J. F. *et al.* Fracture resistance of all-ceramic and metal-ceramic inlays. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 14, n. 2, p. 109-114, 2001.
- FAIRHURST, C. W. *et al.* The effect of glaze on porcelain strength. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 8, p. 203-207, Mai. 1992.
- FLANDERS, L. A. *et al.* Scratch hardness and chipping of dental ceramics under different environments. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.19, p. 716–724, 2003.
- FRADEANI, M.; REDEMAGNI, M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic CROWNS: a retrospective study. **Quintessence Int**, Chicago, V. 33, P. 503–510, 2002.
- FUZZI, M.; ZACCHERONI, Z.; VALLANIA, G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 5, p. 452-458, Sept. 1996.
- GEMALMAZ, D.; ERGIN, S. Clinical evaluation of all-ceramic crown. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 2, p. 189-196, 2002.
- GOLDSTEIN, G. R.; BARNHARD, B. R.; PENUGONDA, B. Profilometer, SEM, and visual assesment of porcelain polishing methods. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 65, n. 5, p. 627-634, May 1991.
- GRIGGS, J. A.; THOMPSON, J. Y.; ANUSAVICE, K. J. Effects of flaw size and auto-glaze treatment on porcelain strength. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 75, n. 6, p. 1414-1417, jun. 1996.

GUAZZATO, M. *et al.* Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. **J. Dent.**, Bristol , v. 33, n. 1, p. 9-18, 2005, Jan. 2005.

HASSELTON, D. R.; DIAZ-ARNOLD, A. M. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis , v. 83, n. 4, p. 396-401, 2000.

HORNEZ, J.C.*et al.* Multiple parameter cytotoxicity index on dental alloys and pure metals, **Biomolecular Engineering**, vol. 19: 103-117, 2002.

HULTERSTRÖM, A. K.; BERGMAN, M. Polishing systems for dental ceramics. **Acta Odontol. Scand.**, Stockholm, v. 51, n. 4, p. 229-234, Feb. 1993.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 6872: Dental Ceramic**. 2. ed., Geneve, 1995. 17 p.

KAWAI, K.; URANO, M.; EBISU, S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 6, p. 664-667, June 2000.

KAWAGOE, M. T. **Análise e comparação entre dois métodos de medição (com e sem contato) da rugosidade média (Ra) da superfície de duas cerâmicas dentárias polidas com diferentes sistemas**. 2002. 118 p. Tese (Mestrado em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

KELLY, J. R.; NISHIMURA, I.; CAMPBELL, S. D. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 75, n. 1, p. 18-32, Jan. 1996.

KITAZAKI, H. *et al.* Effect of grinding on flexural strength of ceramics. **J. Med. Dent. Sci.**, Tokio v. 48, p. 7-13, 2001.

KLAUSNER, L. H.; CARTWRIGHT, C. B.; CHARBENEAU, G. T. Polished versus autoglaazed porcelain surfaces. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 47, n. 2, p. 157-162, Feb. 1982.

LEITÃO, J.; HEGDAHL, T. On the measuring of roughness. **Acta Odontol. Scand.**, Stockholm, v. 39, n. 6, p. 379-384, 1981.

LIM, C. C.; IRONSIDE, J. G. Grit blasting and the accuracy of two ceramic veneer systems-a pilot study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis , v. 77, n. 4, p. 359-364, 1997.

MALAMENT, K. A.; SOCRANSKY, S. S. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: I. survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender and age. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis , V. 81, p. 23-32, 1999.

MCLAREN, E. A.; WHITE, S. N. Survival of in-ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis , v. 83, p. 216-222, 2000.

MCLEAN, J. W. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 1, p. 61-66, 2001.

MECHOLSKY JR., J. J. Fracture mechanics principles. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 11, p. 111-112, mar. 1995.

MOCKERS, O.; DEROZE, D.; CAMPS, J. – Cytotoxicity of orthodontic bands, brackets and archwires *in vitro*, **Dent. Mater.**, Copenhagen, vol. 18: 311-317, 2002.

ODEN, A. *et al.* Five year clinical evaluation of procera allceram crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, p. 450–461, 1998.

OLIVEIRA Jr., W, T. **Estudo *in vitro* da lisura da superfície das ligas de titânio e níquel-cromo, submetidas à ciclagem térmica em intervalos de tempo, com utilização da rugosimetria.** 2000. 67 p. Tese (Pós-Graduação em Odontologia-Área de concentração em Dentística)- Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

OVRI, J.E.O. A parametric study of the biaxial strength test for brittle materials. **Materials Chemistry and Physics** v. 66, p.1–5, 2000.

PATTERSON, C. J. W. *et al.* Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra-fine diamond burs. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 68, n. 3, p. 402-406, Set. 1992.

_____. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 65, n. 3, p. 383-388, Mar. 1991.

PERILLO, S. L. **Comparação dos valores da microdureza vickers de cerâmicas e ceromeros com o esmalte dental humano.** 2002. 66 p. Tese (Doutorado em Prótese Dentária)- Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

RAIMONDO Jr., R. L.; RICHARDSON, J. T.; WIEDNER, B. Polished versus autoglazed dental porcelain. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 5, p. 553-557, Nov. 1990.

RIBEIRO, F. C. **Avaliação da rugosidade da superfície de cerâmicas dentárias frente ao uso de diferentes sistemas de polimento.** 1998. 125 p. Tese (Doutorado em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

SANTOS, M. J. M. C. **Avaliação clínica de inlays e onlays confeccionadas com dois tipos de cerâmica após 02 anos.** 2003. 180 P. Tese (Doutorado em Prótese Dentária)- Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru.

SASAHARA, R. M. C. **Avaliação da rugosidade superficial, da dureza e da tenacidade à fratura de cerâmicas odontológicas frente ao polimento e ao glaze.** 2003. 121 p. Dissertação (Mestrado em Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo

- SCHERRER, S. S.; DENRY, I. L.; WISKOTT, H. W. A. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 14, p. 246–255, Jul. 1998.
- SCURRIA, M. S.; POWERS, J. M. Surface roughness of two polished ceramic materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, n. 2, p. 174-177, Feb. 1994.
- SEN, D.; GOLLER, G.; ISSEVER, H. The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 5, p. 527-532, 2002.
- SIMONSEN, R. J.; CALAMIA, J. R. Tensile bond strength of etched porcelain. **J. dent. Res.**, Chicago, v. 62 (special issue), p. 297 (abstract 1154), 1983.
- SJÖGREN, G.; SLETTEN, G.; DAHL, J. E. – Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by Millipore filter, agar overlay, and MTT tests, **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, vol. 84, nº 2: 229-236, 2000.
- THOMPSON, G.A. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 16, p. 235–243, 2000.
- TICIANELI, M. G. **Análise rugosimétrica de duas cerâmicas odontológicas submetidas a diferentes tratamentos de superfície**. 2003. 145 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral)- Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Araraquara.
- TURANO, J. C.; TURANO, L. M. **Fundamentos de prótese total**. 4. ed. São Paulo: Ed. Quintessence, 1998.
- WARD, M. T.; TATE, W. H.; POWERS, J. M. Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. **Oper. Dent.**, Washington, v. 20, n. 3, p. 106-110, May/June 1995.
- WHITEHEAD, S. A. *et al*. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 22, n. 6, p. 421-427, June 1995.
- XU, J.; Guo, J. Analysis of the oxide film of Ni-Cr porcelain alloy, **Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi**, vol. 34, p. 264-266, (abstract), 1999.

APÊNDICES

Apêndice A - O quadro 6 mostra os resultados originais de rugosidade média superficial (μm) e resistência à flexão (MPa) de cada corpo-de-prova da cerâmica IPS d,SIGN (C1), após o tratamento de superfície.

Corpo-de-prova	Tratamento	Rugosidade	Resist. à flexão
1	1	0,41	126,82
2	1	0,32	91,62
3	1	0,45	106,8
4	1	0,64	152,28
5	1	0,89	136,51
6	1	1,26	81,59
7	1	0,41	107,05
8	1	0,55	88,74
9	1	1,28	124,86
10	1	0,62	101,85
11	2	0,94	60,06
12	2	0,7	65,21
13	2	0,52	70,74
14	2	0,67	76,17
15	2	0,79	73
16	2	0,48	76,62
17	2	0,41	67,08
18	2	0,76	89,18
19	2	0,63	71,55
20	2	0,93	80,49
21	3	0,61	79,88
22	3	0,52	67,67
23	3	0,67	72,57
24	3	0,77	84,29
25	3	0,63	78,93
26	3	0,74	70,74
27	3	0,79	86,72
28	3	1,28	86,9
29	3	0,57	84,46
30	3	0,77	78,44

Quadro 6 – Resultados da cerâmica IPS d,SIGN.

Apêndice B - O quadro 7 mostra os resultados originais de rugosidade média superficial (μm) e resistência à flexão (MPa) de cada corpo-de-prova da cerâmica Super Porcelain EX3 (C2), após o tratamento de superfície.

Corpo-de-prova	Tratamento	Rugosidade	Resist. à flexão
31	1	0,34	155,9
32	1	0,27	118,58
33	1	0,4	118,22
34	1	0,39	134,66
35	1	0,37	160,45
36	1	0,19	154,63
37	1	0,29	131,85
38	1	0,47	159,98
39	1	0,48	99,08
40	1	0,34	168,82
41	2	0,8	51,46
42	2	0,6	78,18
43	2	0,73	63,14
44	2	1,29	87,1
45	2	0,77	76,12
46	2	0,58	72,68
47	2	0,73	77,48
48	2	0,53	80,11
49	2	0,72	64,6
50	2	0,73	53,87
51	3	0,43	64,46
52	3	0,74	73,69
53	3	0,49	63,88
54	3	0,37	68,83
55	3	0,31	67,61
56	3	0,41	72,47
57	3	0,68	86,08
58	3	0,45	73,71
59	3	0,54	74,78
60	3	0,48	73,65

Quadro 7 – Resultados da cerâmica Super Porcelain EX3 .

Apêndice C - O quadro 8 mostra os resultados originais de rugosidade média superficial (μm) e resistência à flexão (MPa) de cada corpo-de-prova da cerâmica Vitadur VM7 (C3), após o tratamento de superfície.

Corpo-de-prova	Tratamento	Rugosidade	Resist. à flexão
61	1	0,26	56,64
62	1	0,44	117,18
63	1	0,22	86,86
64	1	0,29	97,08
65	1	0,28	67,73
66	1	1,98	111
67	1	0,22	85,99
68	1	0,78	93,64
69	1	0,27	109,94
70	1	0,38	87,93
71	2	0,38	68,96
72	2	0,38	79,65
73	2	0,32	69,98
74	2	0,45	71,49
75	2	0,46	64,78
76	2	0,38	57,81
77	2	0,41	69,6
78	2	0,4	72,85
79	2	0,66	78,52
80	2	0,37	69,99
81	3	0,57	67,26
82	3	0,83	81,78
83	3	0,63	86,51
84	3	0,49	80,26
85	3	0,51	70,93
86	3	0,5	77,89
87	3	0,49	61,06
88	3	0,59	77,6
89	3	0,66	67,82
90	3	0,71	83,65

Quadro 8 – Resultados da cerâmica Vitadur VM7.

ANEXOS

Anexo A - Imagens dos corpos-de-prova, obtidas por microscopia eletrônica de varredura, com aumentos de diferentes magnitudes.

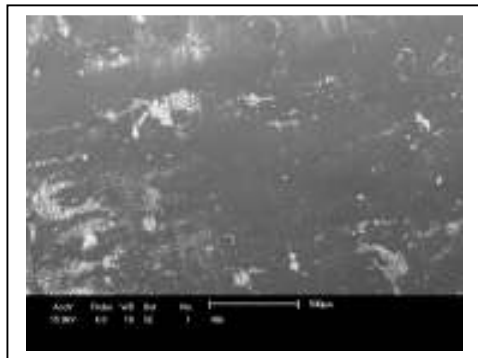


Figura 27 - Superfície do CP 8 (C1T1), 40x.

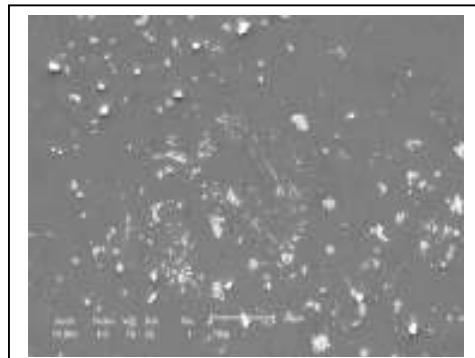


Figura 28 - Superfície do CP 8 700x.

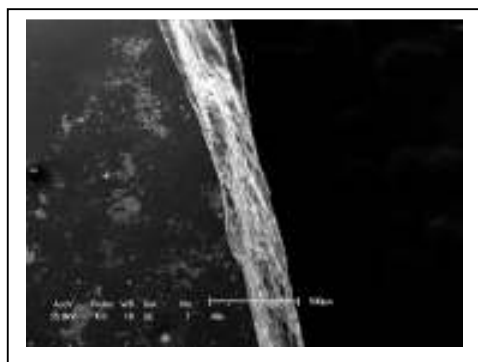


Figura 29 - Fratura do CP 8 40x.

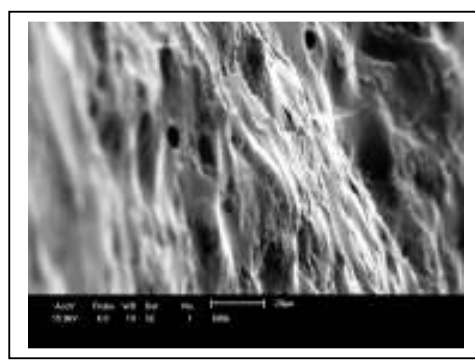


Figura 30 - Fratura do CP 8 600x.

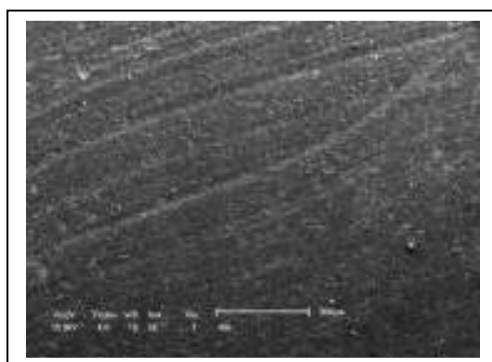


Figura 31 - Superfície do CP 11 (C1 T2), 40x.

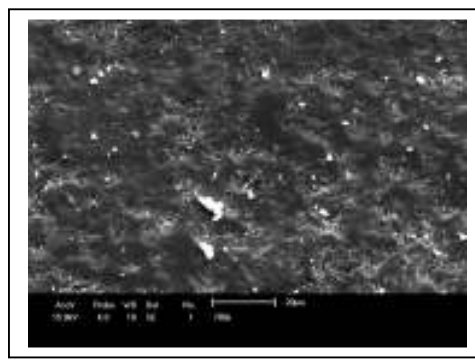


Figura 32 - Superfície do CP 11, 700x.

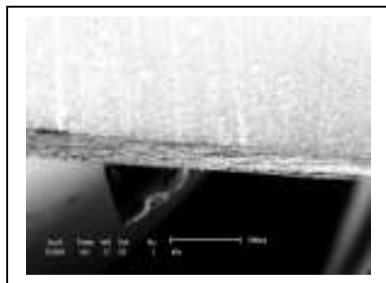


Figura 33 - Fratura do CP 11, 40x.



Figura 34 - Fratura do CP 11, 600x.

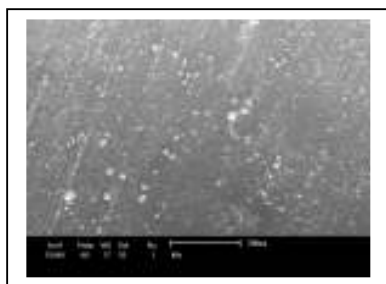


Figura 35 - Superfície do CP 28 (C1T3), 40x.

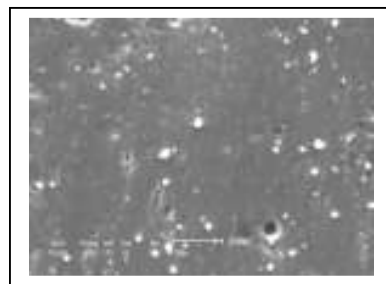


Figura 36 - Superfície do CP 28, 700x.

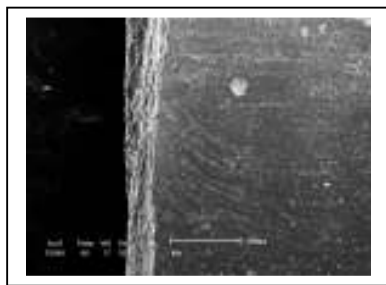


Figura 37 - Fratura do CP 28, 40x.

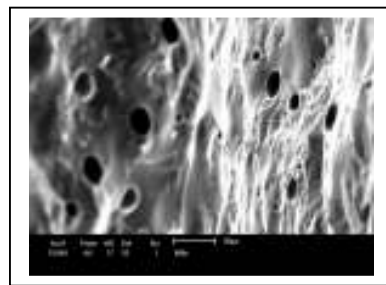


Figura 38 - Fratura do CP 28, 600x.

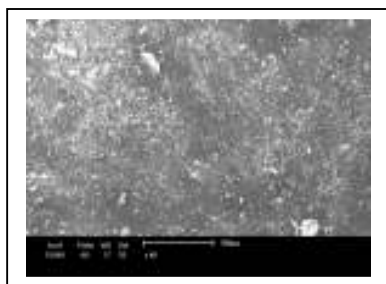


Figura 39 - Superfície do CP 34 (C2T1), 40x.

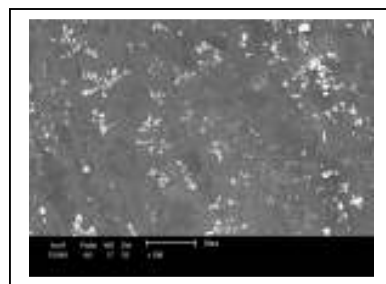


Figura 40 - Superfície do CP 34, 700x.

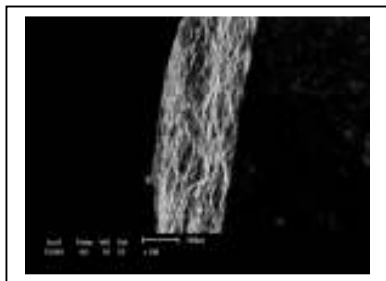


Figura 41 - Fratura do CP 34, 40x.

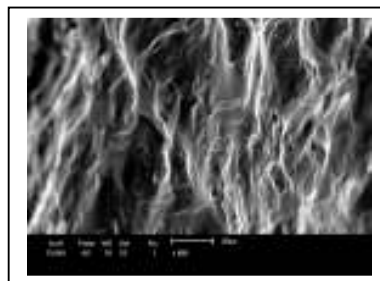


Figura 42 - Fratura do CP 34, 600x.

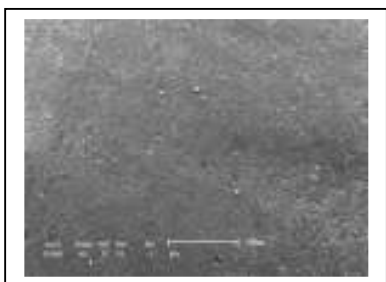


Figura 43 - Superfície do CP 41 (C2T2), 40x.

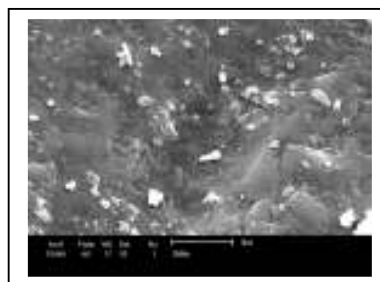


Figura 44 - Superfície do CP 41, 3500x.

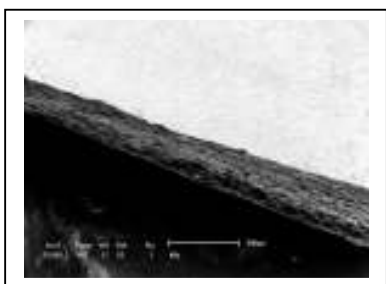


Figura 45 - Fratura do CP 41, 40x.

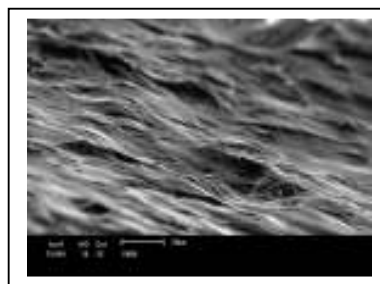


Figura 46 - Fratura do CP 41, 600x.



Figura 47- Superfície do CP 55 (C2T3), 40x.

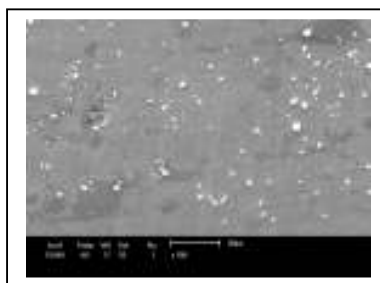


Figura 48 - Superfície do CP 55,

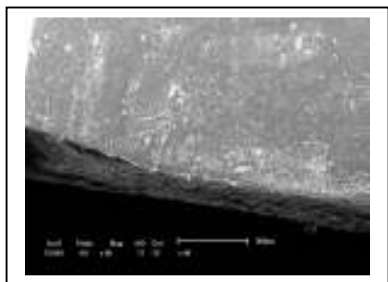


Figura 49 - Fratura do CP 55, 40x.

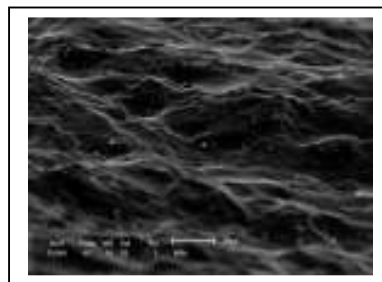


Figura 50 - Fratura do CP 55, 600x.



Figura 51 - Superfície do CP 66 (C3T1), 40x.

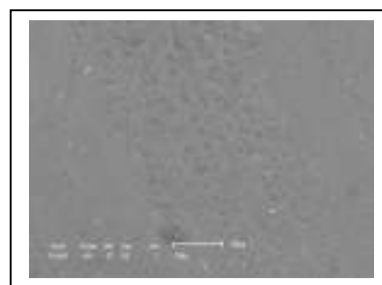


Figura 52 - Superfície do CP 66,



Figura 53 - Fratura do CP 66, 40x.

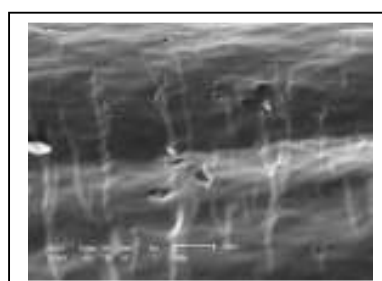


Figura 54 - Fratura do CP 66, 600x.



Figura 55 - Superfície do CP 76 (C3T2), 40x.

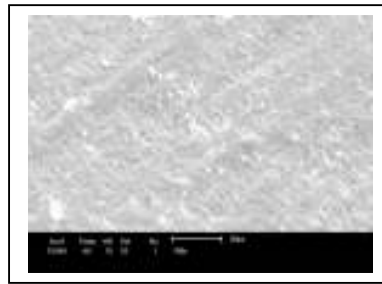


Figura 56 - Superfície do CP 76,



Figura 57 - Fratura do CP 76, 40x.



Figura 58 - Fratura do CP 76, 600x.

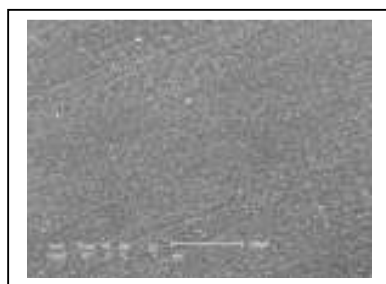


Figura 59 - Superfície do CP 86 (C3T3), 40x.

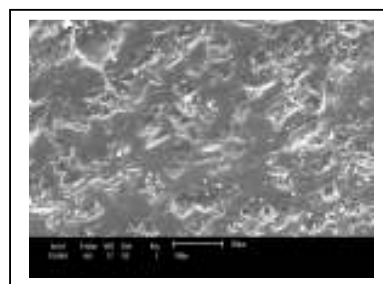


Figura 60 - Superfície do CP 86,

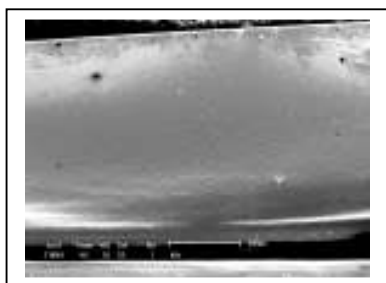


Figura 61 - Fratura do CP 86, 40x.

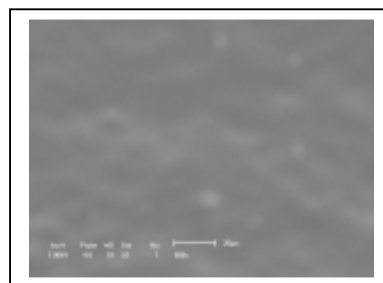


Figura 62 - Fratura do CP 86, 600x.

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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