

Marcelo Muzilli

Mestre em Materiais Dentários

**Efeito de métodos de polimento na
rugosidade e dureza Vickers de
cerâmicas para cobertura**

Tese apresentada ao curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho

Piracicaba

2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

M988e Muzilli, Marcelo.
Efeito de métodos de polimento na rugosidade e dureza Vickers de cerâmicas para cobertura. / Marcelo Muzilli. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.

Orientador: Lourenço Correr Sobrinho.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Superfície. 2. Porcelana dentária. 3. Dentes - Abrasão. I. Correr Sobrinho, Lourenço. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: The effect of the polishing method on roughness and Vickers hardness on dental ceramics

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Surface. 2. Dental porcelain. 3. Teeth - Abrasion

Área de Concentração: Materiais Dentários

Titulação: Doutor em Materiais Dentários

Banca Examinadora:

Data da Defesa: 09-02-2009

Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 09 de Fevereiro de 2009, considerou o candidato MARCELO MUZILLI aprovado.

PROF. DR. LOURENÇO CORRER SOBRINHO

PROF. DR. MARCO ANTONIO BOTTINO

PROF. DR. OSWALDO SCOPIN DE ANDRADE

PROF. DR. LUIZ FELIPE VALANDRO SOARES

PROF. DR. SIMONIDES CONSANI

Dedico este trabalho:

A Deus, por me permitir percorrer os caminhos do conhecimento, mostrando-me a importância de continuar seguindo, consciente de que nada sabemos, semeando para poder colher.

À minha mãe Cleyde Barricelli Muzilli e ao meu falecido pai Augusto Muzilli pela minha existência e consciência, por toda ajuda e todo amor. Obrigado pelo passado maravilhoso e por semearem a esperança no futuro.

Aos meus irmãos Augusto Muzilli Jr., Oscar Luiz Muzilli e Carlos Alberto Muzilli e esposas pela ajuda, alegria e exemplo de responsabilidade. Nossa união e amizade mantêm firmes os laços com o nosso amado pai. Obrigado por tudo.

À minha amada esposa Isabella Braz Cardone Muzilli, cujo amor e amizade verdadeiros, compreensão, ajuda, exemplo de vida e respeito nos permitem trilhar os caminhos da vida, errando e aprendendo, construindo e rompendo os obstáculos sempre juntos, tornando concreto o substantivo abstrato felicidade. Obrigado para você é muito pouco. Eu te amo.

Aos meus filhos Luca Cardone Muzilli e Giovanna Cardone Muzilli, verdadeiras fontes de inspiração, energia e amor inesgotáveis. Vocês são os melhores frutos que se poderia colher e a razão da busca por alguma coisa. Volto a agradecer a Deus.

Meus sinceros agradecimentos:

Ao Prof. Dr. *Lourenço Correr Sobrinho*, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, que me acolheu no mundo científico, fornecendo toda a base para o desenvolvimento profissional. Obrigado pela liberdade de trabalho e pela troca de informações.

Ao Prof. Dr. *Simonides Consani*, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela capacidade científica e exemplo de demonstração de amor à ciência de uma forma geral e dos Materiais Dentários. Obrigado pela pronta ajuda e capacidade de remover, com poucas palavras, as nuvens que turvam os pensamentos. Obrigado pelo exemplo de vida e amizade.

Ao Prof. Dr. *Mário Alexandre Sinhorette*, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelo exemplo de sabedoria e bom humor. Obrigado pelo acompanhamento de todo trabalho e orientação na análise estatística.

Ao Prof. Dr. Marco Antonio Bottino, Titular da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, pela amizade e ajuda.

Ao Prof. Dr. Oswaldo Scopin de Andrade, coordenador dos cursos de pós-graduação lato-sensu nas áreas de Odontologia Estética e Implantodontia, do Centro Universitário SENAC-SP pelas sugestões apresentadas.

Ao Prof. Adj. Dr. Luiz Felipe Valandro, do Departamento de Odontologia Restauradora da Universidade Federal de Santa Maria, pela pronta ajuda.

À Profa. Dra. Regina Maria Puppim Rontani, Titular da Área Odontopediatria, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamentos, participação e amizade.

Ao Prof. Dr. Mario Fernando de Góes, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelo crescimento científico proporcionado.

À Prof. Dra. Roberta Alonso, Prof. Dr. Alysson Konno, Prof. Dr. Rafael Consani, Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins e Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro (FOB - USP Bauru) pelas trocas de informações desde o mestrado.

A todos os amigos do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba e aos funcionários, dentre eles, Engenheiro Mecânico Marcos Blanco Cangiani, Selma Barbosa Segalla (Materiais Dentários) e Adriano Martins (M.E.V.) pelo ambiente de trabalho extremamente agradável.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba FOP - Unicamp, representada pelo diretor Prof. Dr. Francisco Haiter Neto e pelo coordenador dos cursos de pós-graduação Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior.

A todos os amigos do curso de Prótese Dentária da FOP - Unicamp, dentre eles: Diretora Profa. Renata Cristina Usberti Vizioli, Coordenadora Profa. Dra. Laura Zucco Sinclair, Profa. Cleonice Ribeiro de Paula, Prof. Geraldo José Delabio Silveira, TPD Cilene Maria Pompeu Cera Ferrante, TPD Ithamar de Lima Nunes e secretária Cátia Helena Zambello dos Santos. Obrigado pelo apoio e amizade.

Aos meus queridos sogros Salvatore Cardone e Maria Celina Braz Cardone por todo apoio e pelo exemplo de vida e de união.

Aos amigos Rodrigo e Karina Marchini pela amizade de muitos anos e Douglas Conceição, Ricardo e Mirian Guerra, Bruna Carvalho, Lilian Lopes Devito e Renato Carita pela convivência e momentos de descontração com nossa Banda Perpetum Mobile (Rio Claro).

À Bredent, Labordental, Degudent, Microdont, Ivoclar Vivadent e Wilcos do Brasil pela doação das cerâmicas de cobertura, à Labordental, KG Sorensen e TDV, pela doação dos materiais de acabamento e polimento e à GS-Prótese, pelos instrumentais utilizados nesse estudo.

Aos amigos do SENAC (São Paulo, Campinas e Sorocaba) e a todos aqueles que de uma forma ou de outra contribuíram para esta vitória. Muito obrigado.

Grandes descobertas e progressos envolvem a cooperação de várias mentes.

Alexander Graha

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do método de polimento na rugosidade e na dureza Vickers de doze cerâmicas utilizadas para cobertura, após serem submetidas ao desgaste abrasivo. Foram confeccionados quarenta discos de cada cerâmica, cor de esmalte, com 8 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. O pó cerâmico de cada marca comercial (CERAMCO, CERCON, FINESSE, IPS D.SIGN, IPS ERIS, VINTAGE HALO, VISION, VISION ESTHETIC, VITA VM7, VITA VM9, VITA VM13 e WILL CERAM) foi aglutinado com o líquido modelador indicado e aplicado em uma matriz metálica bipartida. Após a sinterização e o esfriamento, os discos foram desgastados, simulando uma situação de ajuste oclusal, com ponta diamantada 3098 F e 3098 FF (KG Sorensen), e divididos em 4 grupos (n=10): Grupo P – polimento com abrasivos do sistema Shofu; Grupo PP – polimento com sistema Shofu + pasta diamantada (6 µm – KG SORENSEN); Grupo PG – polimento + glaze e Grupo G – glaze (Controle). Os corpos-de-prova foram levados ao rugosímetro Surf-Corder para mensuração da rugosidade de superfície, utilizando o parâmetro Ra. Foram feitas três mensurações em cada corpo-de-prova. A dureza Vickers foi efetuada no aparelho HMV-2 (Shimadzu), calibrado com carga de 9,8 N atuando por 15 segundos. Cinco penetrações foram feitas em cada corpo-de-prova e a média calculada. Os dados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey (5%) e mostraram que as cerâmicas Finesse, VM7, VM9, VM13 e IPS Eris não tiveram influência do método de polimento na dureza Vickers. Os menores valores de dureza Vickers foram obtidos pelas cerâmicas Vintage Halo e VM7 no grupo P; Cercon, Vintage Halo, VM9 e Ceramco no grupo PP; Cercon no grupo PG e Ceramco, Cercon, Will Ceram e Vision Esthetic no grupo G. Os métodos de polimento tiveram influência na rugosidade em todas as cerâmicas utilizadas. Os menores valores de rugosidade foram obtidas pelas cerâmicas VM9, VM13, VM7, IPS Eris, Ceramco e Vintage Halo, no grupo P; Will Ceram, VM7, VM13 e Vintage no grupo G e Will Ceram,

VM7 e Vision no grupo PG. O grupo PP promoveu os menores valores de rugosidade não diferindo entre as cerâmicas utilizadas.

Palavras-chave – **Dureza, Rugosidade, Cerâmica.**

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the polish method influence on surface roughness and Vickers hardness number of the twelve dental ceramics, after abrasive grinding. Forty enamel ceramic disks with 8 mm in diameter and 2.0 mm thickness were made. The ceramic powder for each brand (CERAMCO, CERCON, FINESSE, IPS D.SIGN, IPS ERIS, VINTAGE HALO, VISION, VISION ESTHETIC, VITA VM7, VITA VM9, VITA VM13 and WILL CERAM) was agglutinated with the appropriate modeling liquid and applied on a bipartite metallic matrix. After the sinterization and cooling, the disks were submitted to a simulation of occlusal adjustment with 3098 F and 3098 FF diamonds burs (KG SORENSEN), and divided into four groups (n=10): Group P – Shofu polishing system; Group PP – Shofu polishing system + diamond paste (6 μ m – KG SORENSEN); Group PG – Shofu polishing system + glaze; and, Group G – glaze (control). The roughness was measured on a Surf-Corder machine using Ra parameter. Three measurements were made for each specimen and the average calculated. The Vickers hardness number was measured with HMV 2 microhardness tester (Shimadzu), with a load of 9,8 N applied for 15 seconds. Five measurements were made for each specimen. The data were submitted to ANOVA and Tukey's test (5%) and showed that only the ceramics FINESSE, VM7, VM9, VM13 and IPS ERIS weren't the influence of surface treatment on Vickers hardness. The lowest hardness values were obtained by Cercon, Vintage Halo and VM7, in group P; Cercon, Vintage Halo, VM9 and Ceramco in Group PP; Cercon, in Group PG; Ceramco, Cercon, Will Ceram and Vision Esthetic, in Group G. The roughness suffered the influence of the surface treatment in all the ceramics that were used. The lowest roughness values were obtained by VM9, VM13, VM7, IPS Eris, Ceramco and Vintage Halo, in Group P; Will Ceram, VM7, VM13 e Vintage in Group G and Will Ceram, VM7 e Vision in Group PG. The Group PP promoted the lowest roughness averages that didn't show any difference statistic among all the ceramics.

Key words: **Hardness, Roughness, Ceramic.**

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	1
2 - REVISÃO DA LITERATURA	5
2.1 Cerâmicas odontológicas: aspectos gerais	5
2.2 Cerâmicas odontológicas: aspectos relativos à dureza	11
2.3 Cerâmicas odontológicas: aspectos relativos à rugosidade	21
3 - PROPOSIÇÃO	41
4 - MATERIAIS E MÉTODO	43
4.1 Materiais	43
4.2 Método	45
4.2.1 Confeção dos discos de cerâmica	45
4.2.2 Métodos de acabamento e polimento	50
4.2.2.1 Simulação de ajuste oclusal por desgaste abrasivo	50
4.2.2.2 Polimento e glaze	51
4.2.3 Ensaio de rugosidade superficial	54
4.2.4 Ensaio de dureza Vickers	55
4.2.5 Microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.)	56
5 - RESULTADOS	57
5.1 Rugosidade Média	57
5.2 Dureza Vickers	60
5.3 Microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.)	63
6 - DISCUSSÃO	73
7 - CONCLUSÃO	81
REFERÊNCIAS	83
APÊNDICE	93

1 INTRODUÇÃO

A busca pela estética e a possibilidade de união das cerâmicas vítreas às estruturas dentárias através dos cimentos resinosos tornaram as cerâmicas odontológicas um material restaurador amplamente utilizado. A técnica de aplicação da cerâmica umedecida em camadas permite a realização de efeitos de cor, translucidez e opalescência da dentina até o esmalte, simulando a aparência dos dentes naturais como nenhum outro material (O'Brien, 1997). A estratificação da cerâmica de cobertura pode ser realizada sobre folha de platina ou troquéel refratário, mas geralmente ocorre sobre estruturas com coeficiente de expansão térmica compatível, feitas de ligas metálicas, alumina, zircônio, dissilicato de lítio ou leucita prensados, para obtenção de maior resistência.

As cerâmicas de cobertura, entretanto, não preenchem todos os requisitos de um material ideal, pois possuem dureza maior, resistência à tração e cisalhamento menores, sendo mais abrasivas para o esmalte dental antagonista em relação a outros materiais restauradores (Segui *et al.*, 1991). Devido à melhor compatibilidade mecânica com o esmalte dental antagonista, o uso de ligas metálicas nas superfícies oclusais das próteses ainda é sugerido (Li Hong He e M.V. Swain, 2007). Uma restauração deveria desgastar aproximadamente a mesma quantidade do esmalte dental, ou seja, entre 20 e 40 μm por ano (Lambrechts *et al.*, 1987), entretanto, quando hábitos como o bruxismo estão presentes, esses valores são superiores e as cerâmicas deveriam ser contra-indicadas.

A influência dos fenômenos físicos relacionados ao desgaste dos materiais é complexa, principalmente quando dois ou três corpos estão em contato na presença de movimentos. A interação tribológica entre superfícies é determinada pela combinação de inúmeras propriedades dos materiais contactantes (Shortall *et al.*, 2002), como dureza e coeficiente de fricção (Graig e Powers, 1976). Entretanto, parâmetros geométricos como rugosidade de superfície, forma e área

das estruturas contactantes possuem influência no coeficiente de fricção e no poder abrasivo dos materiais (Koran *et al.*, 1972; Whitehead, 1995).

Como é desejável que o número de queimas das cerâmicas seja minimizado para evitar alterações nas propriedades mecânicas e de cor (McClean, 1995), todos os ajustes anatômicos deveriam ser realizados previamente ao glaze. Muitas vezes, entretanto, ajustes oclusais são necessários após a cimentação, como em cerâmicas puras, e desgastes realizados com pontas diamantadas criam irregularidades difíceis de serem eliminadas (Jacobi *et al.*, 1991), deixando a superfície rugosa e abrasiva (Monansky e Taylor, 1971; Wiley, 1989). Além disso, a rugosidade de superfície também pode trazer conseqüências indesejáveis como acúmulo de placa bacteriana (Quirynen *et al.*, 1990; Kawai, 2000) e redução na resistência à fratura da restauração (Bessing e Wiktorsson, 1983). Portanto, apesar do restabelecimento da lisura ser difícil de ser conseguida (Patterson, 1991), o polimento e/ou o glazeamento da cerâmica desgastada é recomendado para esse propósito.

Os profissionais têm à disposição diversos produtos abrasivos específicos para acabamento e polimento de restaurações cerâmicas, como discos de papel abrasivo, pontas de borracha abrasiva e pastas com partículas de diamante ou óxido de Alumínio para serem utilizadas com escova, camurça ou feltro. O efeito desses produtos permite melhora na resistência estrutural (Anusavice, 1992; Sorensen, 1989) de maneira a suportar as condições bucais. Como o polimento deve se basear na redução sistemática das partículas abrasivas, utilizar somente pasta diamantada após o desgaste com pontas diamantadas foi o único procedimento considerado inadequado por Haywood (1988). Outros estudos mostram que a pasta diamantada também possui menor eficiência quando superfícies são polidas previamente com discos abrasivos (Sasahara, 2006).

Diferentes pesquisas têm comparado métodos de polimento com o objetivo de se obter superfícies cerâmicas mais lisas ou similares à superfície glazeada (Campbell, 1989; Brewer *et al.*, 1990; Scurria, 1994; Bottino, 2006), mas a influência desses métodos de polimento nas propriedades mecânicas das

cerâmicas de cobertura é pouco investigada. Borges *et al.* (2002) e Sasahara (2003) verificaram rugosidade e dureza Vickers maiores nas cerâmicas polidas com pontas de borracha abrasiva. Schuh *et al.* (2005) encontraram valor de coeficiente de fricção superior nas cerâmicas polidas com pasta diamantada quando comparadas com as glazeadas. O polimento prévio à aplicação do glaze, que é pouco investigado, gerou maior rugosidade na cerâmica Noritake para Sasahara (2006).

Dispor de valores numéricos para análise de superfícies possui fundamental importância, pois torna possível o resumo de informações, permitindo separar, comparar e classificar superfícies geradas por diferentes métodos de fabricação. Dessa forma, como a dureza e a rugosidade tendem a incrementar a abrasividade, consideramos válido avaliar os efeitos de métodos de polimento nessas propriedades, em diferentes cerâmicas para cobertura utilizadas na atualidade.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 - Cerâmicas odontológicas: aspectos gerais

A palavra cerâmica possui origem no grego (*Keramos*) e significa algo queimado ou louça de barro. São sólidos não-metálicos e inorgânicos de natureza dura e friável que possuem ligações iônicas, covalentes ou ambas entre suas moléculas (Anderson, 1990). As cerâmicas primitivas eram porosas e não permitiam a armazenagem de líquidos. Esse problema foi resolvido na região da Anatólia (atual Turquia), antes de 5500 a.C. com o desenvolvimento do glazeamento. A aplicação de uma camada de vidro com menor temperatura de fusão sobre a superfície promovia a impermeabilização, aumentando a resistência e possibilitando a pigmentação (Gúzman, 2002).

A utilização da porcelana foi sugerida por Fauchard em restaurações dentais em 1728, mas foi Aléxis Duchateau o primeiro a utilizar esse material em bases de próteses totais em 1774. Entretanto, como não conseguiu adaptação adequada das próteses, devido à alta contração durante a sinterização, a porcelana passou a ser utilizada principalmente na reconstrução e reposição de elementos perdidos, com grande potencial de imitar a cor e a translucidez dentária, principalmente após o desenvolvimento de formulações por Elias Wildman em 1838 (Kelly *et al.*, 1996).

A composição mineral ternária da milenar porcelana chinesa foi difundida apenas no século XXVIII como sendo kaolin (50%), quartzo (20 - 25%) e feldspato (25 - 30%). O kaolin é um silicato de alumínio hidratado ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) que age como aglutinante, melhorando a modelagem do material. Entretanto, como possui elevada opacidade, deixou de ser utilizado para fins odontológicos. As cerâmicas feldspáticas se caracterizam por possuir uma fase cristalina circundada por uma fase vítrea. A unidade básica formadora da matriz de vidro é a sílica tetraédrica (SiO_2) que forma uma rede tridimensional de ligações covalentes,

sendo que a presença de K_2O tende incrementar a viscosidade do vidro fundido e de Na_2O (soda) tende a diminuir a temperatura de fusão. Dependendo da natureza e da quantidade da fase cristalina, as propriedades mecânicas e ópticas variam amplamente. O quartzo remanescente no processo de sinterização age como um agente de reforço, estando disperso em toda matriz que é produzida pela fusão do feldspato. Os feldspatos são misturas de potássio alumínio silicato ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) e sódio alumínio silicato ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) (Van Noort, 1994).

Em 1899, Jacob F. Frantz, que possuía uma produção de dentes artificiais de porcelana desde 1877, John Sheppard e Dean Osborne criaram a companhia denominada Dental Supply Company. A união dessa companhia com a Amalgamated Dental Company (Amalco) originou a empresa hoje conhecida por Dentsply (Nova York, USA) (1950) (Dentsply). Katei Shofu foi o fundador da Shofu Dental Co. Ltda (Quioto, Japão) em 1922, empresa que adquiriu importante reputação no desenvolvimento e produção de cerâmicas odontológicas e instrumentos rotatórios para acabamento e polimento. Essa empresa produziu em 1952, o primeiro instrumento abrasivo com partículas de diamante fabricados no Japão (Labordental). A Companhia Ramco, instalada em Schaan (Liechtenstein) desde 1933, originou a empresa Ivoclar AG (Schaan, Liechtenstein) em 1951 (Beattie, 2004).

Em 1932, Gill afirmou que a densidade, translucidez e a resistência das coroas de cerâmica dependem da técnica de condensação, definida como o método pelo qual as partículas são aproximadas pela remoção da água, unindo-as em uma massa que permite modelagem. Analisando a densidade obtida por diferentes métodos de condensação, o autor relatou que quanto mais próximas as partículas da cerâmica estiverem uma das outras, mais completa será a reação química durante a sinterização. Embora a vibração da cerâmica no interior de matriz tenha obtido melhores resultados, houve questionamento de como esse método poderia ser utilizado na prática laboratorial.

A presença de poros sempre foi um problema na confecção das cerâmicas de cobertura exercendo um efeito indesejável nas propriedades ópticas e

resistência. Um avanço aconteceu com a sinterização sob pressão reduzida realizada pela Dental Supply Company de Nova York (1949) que resultaram em dentes artificiais cerâmicos mais densos e translúcidos. Segundo Craic e Powers (2004) a sinterização a vácuo melhora a translucidez, reduz a rugosidade de superfície e aumenta a resistência ao impacto em cerca de 50%, reduzindo a quantidade de poros de 5,6% para 0,56%. Segundo esses autores, as cerâmicas com pó refinado desenvolveram uma melhor textura, mas aumentaram a opacidade do material devido à presença de pequenos poros.

A utilização da leucita (KAlSi_2O_6) por Brecker em 1956 proporcionou um aumento no coeficiente de expansão térmica da cerâmica, permitindo adesão às estruturas metálicas através da camada de oxidação. O elemento químico que define a quantidade de leucita na cerâmica e o tipo de tratamento térmico é o K_2O . A composição média de uma cerâmica para ser utilizada em coroa metalocerâmica segundo Mclean (2001) é SiO_2 (63,2 %), Al_2O_3 (17,5%), K_2O (11,7%), Na_2O (5,7%), B_2O (1,0%) e CaO (0,8%).

O aumento da expansão térmica dos cristais de leucita a 400°C se deve pela gradual transformação da estrutura cristalina tetragonal em uma forma cúbica com maiores dimensões, que se torna predominante à 600°C . Entretanto, de acordo com a quantidade de leucita e o tipo de matriz presente, durante o esfriamento, a diferença de contração térmica entre os cristais de leucita ($22 \text{ a } 25 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$) e a matriz vítrea ($8 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$) causa tensões residuais internas que podem gerar microtrincas (Kon *et al.*, 1994). Como a cristalização da leucita é difícil de ser controlada, tratamentos térmicos repetidos devem ser evitados, pois podem resultar na desvitrificação da matriz e no aumento na opacidade das cerâmicas (Mclean, 1995).

A Dentsply (Nova York, USA) realizou a primeira patente das cerâmicas chamadas opalescentes em 1962. A fusão de partículas menores do que $5 \mu\text{m}$ de alumina, alumínio, compostos de zircônio ou óxido de estanho com o pó de feldspato ($50 \mu\text{m}$) a 1500°C e o esfriamento rápido produzia partículas que se separavam entre $0,4$ e $0,8 \mu\text{m}$ e possuíam opalescência. Esse efeito óptico

comum na pedra Opala, que se caracteriza pela reflexão da luz azul e transmissão de luz laranja, resolveu problemas estéticos como obtenção da translucidez e brilho semelhante aos dentes naturais (Ward, 1995). Em 1964, a empresa Williams Advanced Materials (Nova York, USA) e a Ivoclar AG (Schaan, Liechtenstein) fizeram uma parceria em tecnologia, pesquisas e desenvolvimento que resultou na introdução do sistema de porcelana Will Ceram baseado nas ligas metálicas da Williams e na cerâmica da Ivoclar AG (1967) (Labordental).

Mclean e Hugles (1965) desenvolveram as primeiras cerâmicas odontológicas com técnicas de aplicação que utilizavam óxidos cerâmicos para melhoramento das propriedades mecânicas. Baseados na temperatura de fusão, resistência mecânica e ao choque térmico, adesão, cor e estética, a alumina (Al_2O_3), comumente extraída dos minerais hidratados de óxido de alumínio (Bauxita), obteve maior número de vantagens dentre os óxidos analisados. Várias composições foram preparadas com proporções de alumina que variavam de 5 a 85% em peso. A cerâmica com uma concentração de 40% obteve os melhores valores para as aplicações requeridas. Os cristais de alumina, como fase de reforço da matriz vítrea, aumentaram em duas vezes o módulo de ruptura. Além disso, o uso de uma base de alumina recristalizada recoberta com cerâmica alumínica resultou em aumento na resistência à fratura cinco vezes maior que as cerâmicas convencionais. Essas pesquisas foram precursoras das subestruturas feitas com óxido de alumínio infiltradas por vidro lançadas em 1989 pela VITA Zahnfabrik (Bad Säckingen, Alemanha).

Christensen realizou uma pesquisa juntamente com o comitê de investigação científica da Academia de Odontologia Estética Americana em 1986, e concluiu que o tipo de coroa mais comumente utilizada era a metalocerâmica, porque mostrava sucesso clínico. Entretanto, a maioria dos cirurgiões dentistas pesquisados preferia que as superfícies oclusais das próteses fossem metálicas. No mesmo ano, a empresa Shofu Dental Co. Ltda (Quioto, Japão) lançou o sistema Vintage para metalocerâmica, que originou o sistema Vintage Halo em 1997.

Em contraste com as técnicas convencionais de sinterização e fundição, Wohlwend e Scharer (1990) introduziram o sistema cerâmico IPS Empress em conjunto com a empresa Ivoclar AG, (Schaan, Liechtenstein). O sistema era reforçado por leucita, com agentes especiais para controle de nucleação, no qual a cerâmica sinterizada era pressionada por um pistão de alumina para dentro de um molde de revestimento obtido pela técnica de cera perdida. Esse sistema apesar de apresentar metade da resistência das bases alumínicas, não apresentava comprometimento na translucidez (Mclean, 1995).

As cerâmicas odontológicas devem atender às normas da ISO 6872 (1995-E) estabelecida pela International Organization for Standardization (1997), que estabelece definições, classificações, métodos de pesquisa e requisitos de uniformidade, ausência de materiais estranhos, características de mistura e condensação, propriedades físico-químicas e biocompatibilidade. Entretanto, essa norma não abrange fatores como granulometria, características de textura superficial, dureza ou abrasividade. As cerâmicas disponíveis em pó são classificadas como tipo I e as demais cerâmicas tipo II, como as usadas para infraestrutura injetada ou usinada. As cerâmicas tipo I são divididas em 8 classes:

Tabela 1 – Classes das cerâmicas tipo I.

Classe	Material	Cor codificadora do pó
1	Material para base	Amarelo
2	Dentina / Cerâmica de corpo	Rosa
3	Esmalte	Azul
4	Cervical	Verde
5	Transparente	-----
6	Pigmento / "Stains"	-----
7	Material para adição ("Add-on")	-----
8	Material glazeador	-----

Franz Wohlwend, que desenvolvia produtos para a Ivoclar AG, fundou a Wohldent AG (Schaan, Liechtenstein) em 1993. A empresa apresentou no IDS na Colônia (Alemanha) as cerâmicas Vision para metalocerâmica (1995) e Vision Esthetic para prensagem (1999) (Bradent Imports).

A cerâmica prensada Empress 2 (Ivoclar AG) foi introduzida em 1998, com uma subestrutura reforçada por dissilicato de lítio que permite realização de próteses fixas com pânticos unitários até o primeiro prémolar. A cerâmica IPS Eris indicada para cobertura desse sistema, reforçada por leucita e fluorapatita, foi lançada em 2002 (Ivoclar Vivadent). No mesmo ano, a empresa DeguDent (Hanau-Wolfgang, Alemanha) originária da Degussa, introduziu o sistema CAD-CAM denominado Cercon, que utiliza blocos pré-sinterizados de zircônio para obtenção de uma subestrutura por desgaste. Após densa sinterização da subestrutura, a cerâmica vítrea de cobertura Cercon CS é aplicada (DeguDent).

Palin *et al.* (2001) avaliaram a técnica de manipulação de uma cerâmica hidrotérmica e identificaram a consistência de manipulação ideal para a cerâmica Duceram-LFC com o proporcionamento pó/líquido de 0,82/0,31 g/ml. Outros grupos experimentais apresentavam consistência considerada muito fluida (0,78/0,31 g/ml) ou muito espessa (0,86/0,31 g/ml). Discos foram confeccionados em matrizes preenchidas com folha de platina, com vibração de 90 segundos e condensação com papel absorvente. Após realização de ensaios de resistência bi-axial, os fragmentos foram utilizados para mensuração da densidade e porosidade aparentes. Após ranqueamento pelo módulo de Weibull (95%), houve aumento da resistência bi-axial do grupo com consistência ideal atribuído ao decréscimo na porosidade aparente e aumento da densidade. Os autores concluíram que as cerâmicas hidrotérmicas possuem uma técnica de manipulação mais difícil devido a pouca quantidade de pó cerâmico necessária para alterar a consistência do material (0,08 g em 0,31 ml) quando comparado com as cerâmicas convencionais como a Vitadur-Alpha (1,6 g).

Segundo Zhang *et al.* (2004), a translucidez das cerâmicas pode ser afetada por vários fatores, como espessura, microestrutura e número de ciclos de

queima. Preocupados com a variabilidade da técnica de manipulação, investigaram a influência do proporcionamento pó/líquido na porosidade total e translucidez das cerâmicas de dentina e incisal Duceram-LFC e IPS Eris (Ivoclar). A densidade real, aparente e a translucidez foram maiores para a cerâmica IPS Eris. Para ambas cerâmicas, as maiores densidades aparentes foram obtidas com um baixo proporcionamento pó/líquido para a dentina e médio proporcionamento pó/líquido para o esmalte. Não houve efeito significativo do proporcionamento pó/líquido na translucidez.

As cerâmicas da Vita VM7, VM9 e VM13 recentemente introduzidas no mercado, são cerâmicas feldspáticas microparticuladas, que segundo o fabricante (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha), apresentam tamanho médio das partículas do pó de 18 μm , sendo a principal diferença entre elas o coeficiente de expansão térmica (C.E.T.). As cerâmicas de cobertura devem possuir C.E.T. ligeiramente inferior ao da subestrutura, para evitar formação de tensões tangenciais e fratura. A cerâmica VM7 (C.E.T.: 6,9 a 7,3 $\times 10^{-6} \text{ X K}^{-1}$) é indicada para cobertura de estruturas como Vita In-Ceram Classic, Spinell, Zirconia (Blocos ou Barbotina) (C.E.T.: 7,2 a 7,9 $\times 10^{-6} \text{ X K}^{-1}$), a VM9 (C.E.T.: 8,8 a 9,2 $\times 10^{-6} \text{ X K}^{-1}$) para cobertura de subestruturas realizadas com blocos para Cerec Vita In-Ceram 2000 YZ (C.E.T.: 10,5 $\times 10^{-6} \text{ X K}^{-1}$) e a cerâmica VM13 (C.E.T.: 13,1 a 13,6 $\times 10^{-6} \text{ X K}^{-1}$) para cobertura de estruturas feitas de ligas de metal básico ou com alto conteúdo de ouro ou paládio (C.E.T.: 13,8 a 15,2 $\times 10^{-6} \text{ X K}^{-1}$).

2.2 - Cerâmicas odontológicas: aspectos relativos à dureza

O desgaste dental pode acontecer em condições fisiológicas ou patológicas e uma variedade de métodos como avaliação clínica ou com a utilização de máquinas, que simulam situações de desgaste, podem ser utilizados. Segundo Graig (1976), apesar da mensuração de propriedades como dureza e coeficiente de fricção nem sempre revelarem a natureza do processo de desgaste, não consomem muito tempo como os estudos clínicos, que são difíceis de quantificar e

não permitem avaliação por diferentes parâmetros que estão relacionados com desgaste.

Idealmente, uma restauração deve ser desgastada na mesma intensidade que o esmalte dental, ou seja, em torno de 23 μm na região de pré-molares a 39 μm na região de molares por ano, segundo Lambrechts *et al.* (1987). Tradicionalmente, o valor de dureza dos materiais é considerado um fator decisivo nesse complexo mecanismo de desgaste.

O ensaio de dureza mede a habilidade de um material resistir à deformação plástica e está relacionado com as propriedades de resistência, limite de proporcionalidade e ductibilidade. Os mais freqüentes ensaios de dureza utilizados são Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers e Knoop. A seleção do tipo de teste deve ser determinada de acordo com o material a ser analisado.

Os ensaios de dureza Knoop e Vickers empregam cargas de no máximo 9,8 N (1000 g) e as penetrações resultantes são pequenas e limitadas a uma profundidade de 19 μm , e por isso também são chamados ensaios de microdureza (Anusavice, 1998). O ensaio de dureza Vickers, que utiliza uma ponta piramidal de 136 graus de diamante com base quadrada, é o mais adequado para determinar a dureza de materiais friáveis, como o esmalte e as cerâmicas odontológicas.

Do ponto de vista físico, o ensaio de dureza pode ser visto como um mecanismo predominante de deformação, principalmente em sólidos plásticos, relatando diretamente o escoamento entre as moléculas. Entretanto, em sólidos covalentes e friáveis como as cerâmicas, essa correspondência torna-se duvidosa, pois o limite de resistência ao cisalhamento é atingido antes que o escoamento ocorra. Apesar dessas complicações, Lawn e Marshall (1979) afirmaram que a dureza (H) é o parâmetro de deformação mais acessível na classificação dos materiais resistentes, podendo ser utilizado na mensuração da friabilidade dos materiais, pela razão com a tenacidade à fratura (H/Kc), que é a propriedade relacionada à habilidade de um material iniciar e propagar uma trinca.

Adair e Grossman (1984), em um trabalho sobre cerâmica obtida por fundição com a técnica de cera perdida, comparou diferentes propriedades e

materiais restauradores, relacionando resultados obtidos pelo Departamento de Propriedades Físicas da Corning Glass Work (Nova York, USA) com os resultados relatados por Graig (1980). Em relação à dureza Knoop, os valores foram: porcelana: 460 KHN; cerâmica por fundição: 362 KHN; esmalte dental: 343 KHN; liga de ouro: 90 a 220 KHN; amálgama: 110 KHN; dentina: 68 KHN e compósito: 30 KHN.

Segundo Li *et al.* (1989), a análise da distribuição das tensões produzidas pelas penetrações é extremamente complexa, provavelmente devido à anisotropia individual dos grãos dos sólidos cristalinos, principalmente das cerâmicas multifásicas. Esses autores investigaram além da tenacidade à fratura, a influência da carga utilizada na dureza Vickers e Knoop de uma cerâmica de carbeto de silício. As fórmulas utilizadas foram:

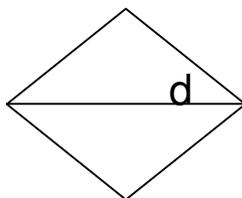
$$Hv = 463,6 \times P/a^2 \text{ (GPa)} \quad \text{e} \quad Hk = 14229 \times P/d^2 \text{ (GPa)}$$

Onde d: comprimento da marcação Knoop. a: metade da diagonal Vickers. Uma elevada dependência da dureza em função da carga utilizada (P) foi encontrada, principalmente quando baixas cargas foram aplicadas. A dureza Vickers permaneceu essencialmente constante com cargas maiores que 3 N, momento que observou-se o desenvolvimento de trincas. Contrariamente, em cargas de até 10 N, não foi observada a formação de trincas no teste de dureza Knoop, que apresentou um decréscimo contínuo dos valores de dureza com o aumento da carga aplicada. A porcentagem de penetrações inaceitáveis para mensuração de trincas também foi dependente da carga, variando de 20 % em cargas de 3 N a 35% em cargas de 10 N.

Em 1991, Seghi *et al.*, realizaram um estudo com diferentes cerâmicas odontológicas (Dicor base e cobertura, Vita VMK68, Optec) e lâmina de vidro (controle) para verificar a correlação entre a dureza das cerâmicas e o desgaste do esmalte dental antagonista. Cilindros de dente humano contendo esmalte e dentina foram obtidos a partir de cúspides linguais de terceiros molares superiores

extraídos e posicionados em um aparato que produzia um deslizamento contínuo com carga de 0,65 N sobre os discos de cerâmica estudados, em períodos de quatro horas, utilizando água destilada como meio. O ensaio de dureza Knoop foi realizado com uma carga de 4,9 N, centralmente nos discos de cerâmica, onde não ocorrera abrasão. A cerâmica Optec H.S.P. (vidro reforçado por leucita) apresentou maior valor de desgaste de esmalte e a cerâmica Dicor, menores valores de desgaste. A cerâmica feldspática de cobertura Dicor obteve os maiores valores de dureza Knoop (441 kg/mm²) e o vidro cerâmico Dicor os menores (379 kg/mm²), o que resultou em baixa correlação entre a dureza da cerâmica e o potencial de abrasão no esmalte humano.

As normas JIS Z2244 (1992) e ISO 6507 estabelecem métodos para realização do teste de dureza Vickers em superfícies planas utilizando a fórmula: $HV = 0,1891 \times F/d^2$; onde: HV: dureza Vickers, F: Carga aplicada (N), d: Média de comprimento da diagonal (mm). Nenhum símbolo ou unidade é utilizado para os valores de HV.



Wassel *et al.* (1992) estudaram uma metodologia para ensaio de desgaste por fricção entre dois corpos que utilizava, em uma das superfícies, uma esfera de esteatita abrasiva acoplada, mineral com dureza próxima do esmalte. Segundo os autores a dureza de um material é a resistência que o mesmo oferece à deformação local e nem sempre está relacionada ao desgaste ocorrido no material. Após 10.000 ciclos, os autores observaram que apesar das resinas microparticuladas apresentarem menor dureza, elas foram mais resistentes ao desgaste. O desgaste produzido na esfera de esteatita foi ligeiramente maior do que no esmalte, sugerindo que a esteatita pode substituir o esmalte dental nesse tipo de ensaio.

Normalmente atribui-se um aumento na dureza à presença de cristais de leucita na composição das cerâmicas. A diferença de coeficiente de expansão térmica entre esses cristais e a matriz vítrea também pode comprometer as propriedades mecânicas dos materiais. Dessa forma, Kon *et al.* (1994) realizaram um estudo para avaliar a influência de diferentes quantidades de leucita nas propriedades mecânicas de cerâmicas produzidas com três tipos de matriz de vidro (vidro boro-silicato, vidro de soda cal e vidro de feldspato). Em relação à dureza Vickers, os autores relataram que as diversas matrizes vítreas utilizadas possuíam valor médio de 450 HV. Entretanto, com o aumento da dispersão da leucita, os valores de dureza tenderam a diminuir, podendo indicar que os cristais de leucita presentes possuíam menor dureza Vickers que as matrizes utilizadas.

Seghi *et al.* (1995) comentaram que a introdução rápida de novos materiais restauradores cerâmicos torna a seleção do material muito difícil. Por isso, realizaram um estudo utilizando penetração Vickers com carga de 9,8 N por 15 segundos, para comparar a tenacidade à fratura e a dureza Vickers desses materiais com cerâmicas feldspáticas e vidro de soda (Na_2O). Como esperado, os materiais reforçados por alumina (In-Ceran e Vitadur N) apresentaram maior módulo de elasticidade, dureza e tenacidade à fratura. Os valores de dureza variaram de 3,72 a 9,82 GPa. Dicor MGC, Dicor e vidro de soda não distinguiram estatisticamente e apresentaram os menores valores de dureza seguidos pelas cerâmicas reforçadas por leucita: Mirage II, IPS Empress, Excelco, Optec H.S.P. e VMK68.

Quinn e Quinn (1997) verificaram que a quantidade de carga aplicada tem influência na dureza de materiais friáveis até certo limite. Quando uma cerâmica recebe baixa carga de penetração, a energia é dissipada em deformação volumétrica e processos de energia de superfície. Entretanto, quando cargas maiores são aplicadas, a dureza passa a não depender da carga, pois a energia passa a ser utilizada na formação e propagação de trincas, aliviando a deformação.

Pröbster *et al.* (1997) realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar diversas propriedades do material de base e de cobertura da cerâmica feldspática prensada IPS Empress. O ensaio de dureza Vickers foi realizado com carga de 9,8 N por um período de 15 segundos e os valores calculados utilizando-se a expressão sugerida por Evans e Charles (1976): $H=0,47 \times F/a^2$; onde H = dureza Vickers (GPa), F = carga aplicada (N) e a = metade da diagonal da penetração. Assim como no teste de tenacidade à fratura, a dureza Vickers do material de base (504) foi menor que a de cobertura (508).

A resistência ao desgaste de nove cerâmicas (dentina) foi estudada por Derand e Vereby (1999) que compararam o peso dos espécimes cerâmicos antes e após ciclagem mecânica e a dureza. De acordo com os resultados obtidos, as cerâmicas apresentaram dureza similar, sendo que Finesse e Alpha (Vita) apresentaram os menores valores de dureza e Creation, os maiores. Finesse apresentou menor resistência abrasão em relação à Duceragold e Ti-Ceram. Dentre as cerâmicas de alta fusão, a Alpha (Vita) apresentou maior desgaste em relação às demais.

O efeito do tempo de glazeamento na espessura do glaze, na dureza e tenacidade à fratura de uma cerâmica reforçada com 2 % de óxido de alumínio (Exelco) foi estudado por Baharav *et al.* (1999). O ensaio de dureza Vickers foi realizado com carga de 9,8 N por 20 segundos e as médias obtidas com cinco penetrações por corpo-de-prova. A espessura do glaze aumentou proporcionalmente ao tempo de glazeamento. O grupo submetido aos 120 segundos atingiu a maior espessura de glaze (8 μm) e também os maiores valores de tenacidade à fratura. O grupo submetido aos 90 segundos apresentou maior média de dureza (553,6), mas não diferiu do grupo 120 segundos (546,6). O grupo submetido aos 60 segundos obteve os menores valores (454,5) de dureza. Baixa correlação de Pearson foi encontrada entre tenacidade à fratura e dureza em todos os tempos de glazeamento.

Segundo Shortall *et al.* (2002), a interação tribológica entre duas superfícies é determinada pela combinação de inúmeras propriedades dos materiais

contactantes. Com o objetivo de verificar o potencial dos materiais avaliados (aço, esteatita e cerâmica IPS Classic) em substituir o esmalte dental humano nos testes de desgaste, realizaram um estudo envolvendo dureza Vickers, ciclagem mecânica no esmalte dental, mensuração do coeficiente de fricção e rugosidade superficial após ciclagem. O ensaio de dureza Vickers foi realizado com carga de 200 g por 30 segundos. Os resultados médios dos valores de dureza (Kg/mm²) foram: IPS Classic: 582; esteatita: 683,5; esmalte dental: 332,3 e aço: 217,8. As penetrações na superfície da cerâmica proporcionaram trincas similares ao esmalte. Os autores concluíram que a cerâmica odontológica selecionada apresentou a melhor capacidade em substituir o esmalte dos materiais investigados.

Utilizando autoglaze como grupo controle, Borges *et al.* (2002) verificaram a influência do desgaste abrasivo com ponta diamantada fina e polimento com o sistema Edenta na dureza Vickers de 20 discos de cerâmica feldspática Duceram - Plus (Degussa). Médias de nove penetrações realizadas com carga de 300 g por 30 segundos por disco foram calculadas e os dados submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey em nível de 5 %. A dureza da cerâmica polida (553,2) foi superior à cerâmica autoglazeada (513,1) ($p < 0,005$). Os ensaios foram realizados após imersão em água destilada à 37°C por sete dias.

Sasahara (2003) realizou ensaio de dureza Vickers com carga de 19,6 N (2 kg) por 20 segundos para avaliar 4 cerâmicas de cobertura. Os resultados encontrados possibilitaram concluir que a cerâmica Simbioceram (Degudent) obteve os menores valores de dureza, acompanhada em vários grupos pela Finesse. A dureza Vickers não foi influenciada pelos métodos de polimento nas cerâmicas Finesse e d.Sign, pois as médias foram estatisticamente semelhantes entre si para todos os grupos experimentais. Entretanto, para as cerâmicas Simbioceram (Degudent) e Super Porcelain EX 3 (Noritake), o glazeamento tendeu a produzir dureza menor que o polimento. A fórmula utilizada foi a preconizada por Lawn e Marshall (1979): $H = P/2a^2$ (GPa).

Segundo Albakry *et al.* (2003) a dureza é uma propriedade importante para comparação entre os materiais restauradores, pois permite delinear a abrasividade que a dentição natural será submetida. De acordo com os autores, as cerâmicas IPS Empress e IPS Empress 2 são os materiais mais representativos dentre as cerâmicas prensadas, devido a facilidade de uso, estética, resistência e tenacidade à fratura adequados. Assim, realizaram um estudo comparativo entre os materiais e uma cerâmica experimental envolvendo diferentes ensaios mecânicos. O ensaio de dureza Vickers foi realizado como recomendado pela ASTM C 1327-99 (1999), com carga de 1,5 N para prevenir a formação de trincas radiais. De acordo com os resultados, a cerâmica IPS Empress (6,6 GPa) apresentou valores de dureza estatisticamente superiores em relação a cerâmica IPS Empress 2 (5,3 GPa) e a experimental (5,5 GPa).

Uma composição sem leucita e um processo de fabricação hidrotérmico conduzido por calor e vapor na cerâmica Duceram-LFC, têm sido relatado como os responsáveis por diminuir a dureza dessa cerâmica. Os fabricantes alegam que a camada de Si-OH de 3 μm na superfície se forma após imersão em meio aquoso, podendo selar falhas de superfície e aumentar a resistência hidrolítica, além ser capaz de sofrer deformação plástica ao invés de fratura. Palin *et al.* (2003) realizaram um estudo verificando a influência do polimento (6 μm) e imersão em água destilada por 24 e 48 horas à 37°C nas propriedades mecânicas da cerâmica Duceram-LFC. A imersão em água não influenciou os resultados. As médias de dureza Vickers das amostras ensaiadas a seco (542), após imersão por 24 horas (549) e 48 horas (559) não diferiram estatisticamente entre si ($p > 0,05$). Os autores relataram que a dureza das cerâmicas é determinada principalmente pela homogeneidade e porosidade da microestrutura. Observaram através de M.E.V. que as amostras polidas apresentaram decréscimo na porosidade aparente (1,13 – 1,62%) que pode estar associado ao incremento na média de resistência bi-axial quando comparado com o grupo controle, entretanto não verificaram a influência do polimento na dureza.

Rizkalla e Jones (2004) relataram que um pequeno aumento na tenacidade à fratura pode proporcionar um grande aumento na habilidade do material absorver energia, e realizaram um trabalho com o objetivo de avaliarem o módulo de elasticidade, a tenacidade à fratura e a dureza de quatorze cerâmicas odontológicas. O ensaio de dureza Knoop foi realizado com cargas que variavam de 1,96 a 9,80 N. O ranqueamento SNK agrupou as cerâmicas em grupos com valores de dureza estatisticamente semelhantes ($p=0,05$). Os autores observaram que o módulo de elasticidade, dureza e a tenacidade à fratura das cerâmicas opacas foram significativamente maiores do que os materiais de corpo e incisais. A cerâmica opaca Vita apresentou os mais altos valores de dureza, seguida pelo opaco Will Ceram e Finesse e a cerâmica Duceragold o menor valor de dureza Knoop. A cerâmica Will Ceram dentina apresentou o segundo menor valor de dureza, mas não diferiu estatisticamente das cerâmicas Synspar (Lakeland Dental), incisal Will Ceram, Ivoclar Classic, dentina e opalescente Vintage, dentina e opaco Ceramco e Final Touch (Dentsply Detrey/Beria Division), respectivamente em ordem crescente dos valores de dureza.

Schuh *et al.* (2005) relataram que a análise do coeficiente de fricção possui grande importância, pois é a mensuração da resistência ao movimento de deslizamento entre dois corpos. Em seu estudo, compararam além da dureza Vickers, o coeficiente de fricção de duas cerâmicas em oposição ao esmalte dental variando o método de polimento, utilizando-se o teste pin-on-disk (POD) segundo ASTM G99. Os espécimes eram fixados em uma base e uma carga de 5 N era aplicada com um pino de alumina em formato de bola com 6,3 mm de diâmetro. Com o movimento giratório da base, a força de fricção entre o pino e o espécime era calculada. O coeficiente de fricção era obtido pela divisão da força de fricção pela carga aplicada. O polimento foi realizado com discos de papel de SiC com granulação de 100 a 1000 seguido por polimento com pasta diamantada KG Sorensen (6 μm). O esmalte dental apresentou a menor dureza (338,62) e a cerâmica Omega 900 polida apresentou dureza significativamente superior à d.Sign glazeada. Análise com difração por Rx mostrou 29 % de fase cristalina na

cerâmica Omega 900 e 21% na IPS d.Sign, que não apresentou quantidade de fluorapatita significativa. As cerâmicas glazeadas apresentaram coeficiente de fricção com a esfera do aparato equivalente ao esmalte. O mesmo não ocorreu com os espécimes polidos, que apresentaram coeficiente de fricção mais elevado.

Muzilli *et al.* (2005) simularam uma situação clínica de ajuste oclusal em cerâmica e compararam a média de dureza Vickers de 8 tipos de cerâmicas indicadas para cobertura incisal após 4 métodos de polimento: glaze, polimento + glaze, polimento com borrachas e polimento com borrachas + pasta diamantada. As cerâmicas Finesse e Vision Esthetic não sofreram influência do tratamento de superfície na dureza Vickers. Na condição glaze, os maiores valores de dureza foram obtidos pelas cerâmicas IPS d.Sign, Finesse, Vision e Vision Esthetic e a menor média com a cerâmica Cercon, que obteve menor dureza também nas condições polimento + glaze e polimento + pasta. O polimento com o Sistema Shofu produziu a menor dureza na cerâmica Vintage Halo.

Sasahara *et al.* (2006) estudaram a influência da técnica de acabamento na rugosidade superficial de 4 cerâmicas de cobertura e classificaram as cerâmicas em ordem decrescente, de acordo com o tamanho das partículas do pó cerâmico: Finesse, d.Sign, Noritake e Symbio. Diferença também foi observada na dureza, que em ordem decrescente foi: IPS d.Sign, Finesse, Noritake e Symbio.

Li Hong He e Michael V. Swain (2007) utilizaram indentação triangular Berkovich (10 µm de raio) para avaliar a dureza e o módulo de elasticidade do esmalte dental, hidroxiapatita pura e 4 ligas metálicas (NiCr, Ouro Tipo IV, Titânio comercialmente puro e amálgama). No caso da dureza, a hidroxiapatita pura teve dureza superior ao esmalte, enquanto as ligas metálicas obtiveram dureza similar. Os autores indicaram que as ligas metálicas devem possuir melhor compatibilidade mecânica com o esmalte dental que as cerâmicas odontológicas devido à presença de proteínas na composição do esmalte.

Park *et al.* (2008) utilizaram microdureza (Vickers) e nanoindentação (Berkovich) para investigar a friabilidade do esmalte jovem, idoso e de alguns tipos de cerâmicas odontológicas. O número de dureza Vickers foi obtido pela divisão

da carga aplicada pela área de contato, segundo a norma ASTM C1327 (22). A dureza do esmalte dental diminuiu com o aumento da carga aplicada devido à dissipação de energia no desenvolvimento de trincas e fratura. O valor da dureza aumentou da região interna do esmalte para a externa. O esmalte dental mostrou-se mais friável de todos avaliados e a friabilidade aumentou com a idade. Os autores mostraram que o aumento da friabilidade da cerâmica ocorreu em função do decréscimo do tamanho das partículas do pó, mas ressaltam que o desempenho clínico não depende apenas dessa propriedade.

2.3 - Cerâmicas odontológicas: rugosidade superficial

O desgaste gradual dos dentes é um fenômeno natural na dentição humana e depende de inúmeros fatores como abrasividade da alimentação e comportamento. Monansky e Taylor (1971) relataram que esse processo natural é modificado quando materiais odontológicos são utilizados, pois suas propriedades diferem da estrutura dental. Baseados nessas informações, os autores realizaram um estudo envolvendo esmalte dental obtido da vestibular de incisivos centrais e materiais como ouro e cerâmica, submetidos a diversos tratamentos de superfície, para avaliar através de ciclagem mecânica em saliva artificial com abrasivo de farinha branca, o desgaste obtido em diversas combinações antagonistas. Os resultados indicaram que existe uma forte correlação entre rugosidade da cerâmica e o desgaste resultante no dente antagonista, e que somente a combinação de polimento seguida por glazeamento foi capaz de reduzir o desgaste a um nível equivalente ao encontrado na dentição natural. Os autores observaram uma tendência de autopolimento da cerâmica rugosa oposta à estrutura dental com decorrer do tempo, fator que limitou o desgaste progressivo das estruturas envolvidas. Entretanto, salientaram que esse fenômeno é lento e quantidades significantes de estrutura dentária são perdidas no processo enfatizando a importância da lisura superficial inicial dos trabalhos cerâmicos.

Koran *et al.* (1972) determinaram o coeficiente de fricção entre diferentes materiais. Investigando os fatores que possuem influência na fricção, os autores observaram que a carga aplicada e a velocidade de deslizamento não possuem influência na fricção entre dois corpos, exceto quando dois materiais cerâmicos são ensaiados em ambiente úmido. O coeficiente de fricção entre os materiais foi maior na presença de água, exceto quando resina acrílica foi ensaiada contra cerâmica, onde não foram observadas diferenças.

As características de superfície da cerâmica de cobertura Ceramco II sinterizada com ou sem vácuo, sob influência de diferentes métodos de polimento foi relatada por Bargui *et al.* (1975). Através de M.E.V. (50, 100, 200 e 2.000X), constataram que a cerâmica sinterizada na presença de ar possuía poros maiores e em maior quantidade. As ranhuras produzidas pelos discos de papel abrasivos foram removidas com rodas de borracha abrasivas e a qualidade de superfície melhorou com o produto Tripoli, entretanto, as porosidades não foram completamente eliminadas como no grupo glazeado.

Em 1976, os mesmos autores realizaram um estudo utilizando microscopia eletrônica de varredura (140X), onde os grupos foram subdivididos conforme o procedimento subsequente: glaze natural (3 discos), acabamento com pedra montada (9 discos), polimento com roda de papel (9 discos) e polimento com disco de borracha (9 discos). Os grupos com nove discos foram novamente subdivididos em 3 grupos (n=3): grupo controle inalterado, glaze natural e glaze com pasta de baixa fusão. Os autores concluíram que o glazeamento obtém uma superfície mais lisa mesmo após desgaste com pedras montadas, não sendo necessário o polimento prévio com discos de papel ou rodas de borracha. As superfícies dos corpos-de-prova sinterizados com vácuo apresentavam-se novamente menos porosas, e em ambos os casos, a aplicação de pasta glazeadora de baixa fusão promoveu uma superfície mais lisa que o glazeamento natural, possivelmente pela maior capacidade de selamento dos poros superficiais.

Preocupados com as conseqüências da remoção do glaze pelo ajuste oclusal em dentes de cerâmica utilizados em prótese total e removível, Schlissel *et*

al. (1980) avaliaram por meio da análise subjetiva de fotografias obtidas por M.E.V. (200X), onze métodos de ajuste e polimento envolvendo dois tipos de pedras montadas em combinação com pedra pomes ou rodas de borracha, comparando com o controle não ajustado. Os autores concluíram que três dos onze métodos conseguiram uma superfície comparável ao dente inalterado, sendo que o melhor polimento foi obtido pelo Sistema Shofu de polimento, que consistia no ajuste com pedra branca de óxido de alumínio e três rodas de borracha em ordem decrescente de abrasividade.

De acordo com Leitão e Hegdahl (1981), a rugosidade é uma importante propriedade de superfície. Possui efeitos marcantes no incremento da área superficial, na fricção entre superfícies deslizantes e na retenção de materiais estranhos, como placa bacteriana. Para o estudo dessa propriedade, a distinção entre rugosidade e ondulação é fundamental, distinguindo-se oscilações entre ondas curtas e ondas longas. Isso pode ser realizado em aparelhos modernos através da utilização de filtros que utilizam cut-off, o qual excluem as ondulações para o cálculo de rugosidade média. A não utilização de filtro resulta em um cut-off infinito com linha de base reta. Dessa forma, a leitura e a obtenção dos resultados são influenciadas pelo equipamento utilizado (filtros, sistemas, parâmetros de medição, forma e tamanho da ponta analisadora) e ao material propriamente dito (maciez, densidade, presença de porosidade, etc.).

Segundo Sulik e Plekavich (1981), o método mais adequado para obtenção de uma superfície higienizável e com baixa fricção em cerâmicas ajustadas é o glazeamento da superfície. Reconheciam, no entanto, que tal procedimento nem sempre era possível ou conveniente. Dessa forma, realizaram análise de fotografias de M.E.V. (200X) e verificaram que o polimento realizado com roda de borracha Dedeco azul seguido por pedra pomes úmida e óxido de estanho, aplicados com roda de feltro, proporcionou uma superfície lisa e brilhante similar a glazeada, apresentando, entretanto, alguns espaços vazios que não estavam presentes na superfície glazeada. Concluíram que o sucesso da técnica de polimento depende da qualidade da condensação da cerâmica.

Segundo Klausner *et al.* (1982), a necessidade de ajustes clínicos em coroas de cerâmica, tanto em regiões de contorno quanto em superfícies oclusais, é muito comum. Preocupados se técnicas de polimento poderiam promover lisura comparável ao glaze inicial, realizaram um estudo comparando 4 tipos de polimento (rodas Dedeco, sistema Shofu, borracha Burlew, sistema Jelenko) e o glaze da cerâmica Vita VMK68. Através de uma metodologia quantitativa (rugosidade média) e qualitativa (macrofotografias e M.E.V. 50, 150, 500 e 1500X), não foram encontradas diferenças significativas tanto entre os polimentos, quanto entre os polimentos e o glaze inicial.

Newitter *et al.* (1982) comparam seis métodos de ajuste (pedras montadas em baixa rotação ou ponta diamantada em alta rotação sob refrigeração) e onze métodos de polimento em sessenta e seis combinações possíveis, através da análise de M.E.V. (200X), realizada por dois examinadores com significativo nível de concordância determinada pelo ranqueamento de Sperman e teste *t* de Student's. Os resultados demonstraram que o ranqueamento de rugosidade superficial produzido pelos desgastes iniciais não coincidiu com o ranqueamento obtido após os polimentos finais. Os métodos que utilizaram rodas para acabamento, pedra pomes ou pasta de polimento produziram as superfícies mais lisas. O Sistema Shofu de polimento obteve resultados comparáveis. Os autores relataram que o polimento com pedra pomes ou pasta para polimento é mais adequado para superfícies amplas, sendo dificultado em superfícies pequenas e confinadas. Assim, a escolha da técnica apropriada pode ser guiada pelo tamanho e localização da área a ser polida.

A comparação entre superfícies glazeadas e polidas também foi realizada através de M.E.V. (1200X) e dos parâmetros Ra e Rtm de um rugosímetro, por Bessing e Wiktorsson (1983). O valor de Rtm é obtido pela média da maior distância vertical entre pico e vale dentro de um determinado percurso de avaliação com cinco mensurações consecutivas. Entretanto, segundo os autores, esse parâmetro foi incapaz de determinar o tipo de rugosidade, não oferecendo informações suficientes sobre as características de superfície. O valor utilizado

para cut-off foi de 0,8 mm em uma leitura de 4,5 mm. Os resultados obtidos pelos diferentes métodos foram contraditórios: a superfície polida mostrou-se mais rugosa ao exame por M.E.V., entretanto sua rugosidade média (Ra) foi significativamente menor. Embora o polimento com o sistema Shofu tenha promovido menores valores de Ra, não diferiu do polimento com pedra pomes e branco de Espanha ($p > 0,05$).

Zalking *et al.* (1986) realizaram um trabalho com o objetivo de examinar o nível de rugosidade de 35 corpos-de-prova de cerâmica após o uso de seis diferentes técnicas abrasivas ou glaze natural. Os autores relataram que o glaze natural é produzido com a presença de ar durante a sinterização final sendo considerado um bom procedimento. Os resultados obtidos pela análise subjetiva das fotografias de M.E.V. (100X) mostraram que qualquer superfície reduzida por instrumentos abrasivos resulta em rugosidade superficial. Concluíram que a única forma para obter lisura em uma superfície desgastada é jateando a superfície com óxido de alumínio previamente ao glaze natural.

De acordo com Haywood *et al.* (1988), o acabamento das margens após a cimentação de laminados cerâmicos é um procedimento crítico, pois pode ocasionar remoção do glaze. Através de M.E.V. (10 e 100X) e reflexão de luz em discos de cerâmica Ceramco II, realizou-se um estudo comparando superfícies glazeadas e polidas com diferentes instrumentos indicados para uso em áreas interproximais. Imagens de M.E.V. dos instrumentos e materiais utilizados nos acabamentos e polimentos revelaram ampla variação no tamanho das partículas abrasivas: de 300 μm para o disco preto Soflex a 2-5 μm para pasta diamantada (Truluster). O sistema de polimento Shofu exibiu uma variação de 10 a 22 μm . A única superfície considerada inadequada foi obtida pelo desgaste abrasivo com ponta diamantada fina seguida pelo polimento com pasta diamantada. A superfície considerada melhor também pelo método de reflexão de luz foi desgastada com ponta diamantada fina sob refrigeração e polida por três granulações do sistema diamantado Abrasive Micron Finish (25-35 μm , 10-20 μm e 2-5 μm), carbite 30 lâminas e pasta diamantada (Truluster). Todos os outros acabamentos ensaiados

foram considerados adequados. Os autores concluíram que para se conseguir uma superfície lisa é necessária a utilização de sistemas abrasivos com redução no tamanho das partículas abrasivas.

Em 1989, os mesmos autores verificaram que tal procedimento consome muito tempo e realizaram outro estudo comparando o polimento considerado melhor com outros 47 tipos de polimento, envolvendo diferentes velocidades de rotação e presença ou ausência de água. Utilizando imagens de M.E.V. (100X), concluíram que a superfície mais lisa é obtida quando instrumentos diamantados foram utilizados em velocidade moderada com refrigeração e quando a ponta Carbite 30 lâminas foi utilizada com alta rotação a seco. Apesar de as técnicas terem proporcionado resultados melhores do que o glaze, os melhores resultados foram obtidos pelos mesmos materiais reportados em 1988, a utilização de pastas de polimento com partículas menores que a Truluster não foram capazes de melhorar a superfície significativamente.

Wiley (1989) afirmou que todas as superfícies contactantes de cerâmica devem ser abundantemente polidas e glazeadas após ajuste antes da cimentação e demonstrou através de fotografias clínicas, os efeitos destrutivos da cerâmica na superfície oclusal e em guias anteriores, principalmente quando a dentição antagonista foi natural. Essa destruição era agravada quando havia alguma exposição de opaco ou quando bruxismo estava presente.

Campbell (1989) afirmou que a rugosidade superficial dos materiais restauradores deve ser minimizada para obter uma ótima biocompatibilidade e as técnicas de polimento ainda não são bem estabelecidas, principalmente em materiais que utilizam subestrutura de alumina como Cerestore ou cerâmica fundida como Dicor. Vinte amostras desses materiais foram divididas em cinco grupos: sem tratamento, polimento com sistema Shofu, polimento com sistema Shofu e pasta diamantada Vident, ajuste com ponta diamantada e polimento com sistema Shofu, aplicação de material de cobertura e autoglaze. O ouro tipo III e a cerâmica de cobertura (Vita) foram utilizados como controle. O autor observou através de M.E.V. (100X) que somente o metal polido e as cerâmicas de cobertura

glazeadas apresentavam-se completamente lisos e a cerâmica Cerestore polida apresentou a superfície mais rugosa. A conclusão foi que as restaurações realizadas com Dicor e Cerestore devem ser glazeadas.

Segundo Rosenstiel *et al.* (1989), o brilho e a textura superficial compõem juntamente com a cor, forma e translucidez, as características que determinam a aparência e harmonia estética. O polimento, segundo os autores, além de ser considerado mais adequado para controle da intensidade e distribuição do brilho, promoveu em seus ensaios um aumento da tenacidade à fratura aparente da cerâmica feldspática VMK68 (Vita), sem alterar o manchamento superficial ao café quando comparado ao glaze.

Rugosidade de superfície, adaptação marginal e contorno são, segundo Sorensen (1989), os fatores que promovem o acúmulo de placa bacteriana e influenciam a saúde gengival nas áreas de interface dente-restauração. Segundo o autor, a microtopografia é de crucial importância, uma vez que a colonização bacteriana se origina em áreas protegidas como ranhuras microscópicas. Dessa forma, as coroas artificiais devem satisfazer os três critérios para diminuir o acúmulo de placa, mantendo a saúde gengival e estética.

Embora a energia livre de superfície (s.f.e) possa influenciar a capacidade de retenção e maturação do biofilme e o acúmulo de placa bacteriana supragengival, para Quirynen *et al.* (1990), a rugosidade superficial é mais importante no processo de adesão do que a energia de superfície. Em um estudo clínico, os autores investigaram a influência da combinação desses fatores no crescimento de placa bacteriana. Tiras feitas com dois polímeros (etileno propileno fluorado e acetato de celulose) com energia livre de superfície diferente (s.f.e.: 20 e 48 erg/cm², respectivamente) foram posicionadas em incisivos centrais de 16 voluntários. Metade das tiras apresentava-se lisa (Ra +/- 0,1 µm) e a outra metade rugosa (Ra +/- 2,2 µm). Com observação em microscopia óptica e ranqueamento, os autores concluíram que no terceiro dia de experimento houve significativa diferença entre as superfícies lisas e rugosas no acúmulo de placa bacteriana.

Somente no sexto dia, o etileno propileno fluorado liso apresentou menor acúmulo de placa bacteriana que o acetato de celulose liso.

O polimento com o sistema Shofu associado ou não a quatro sistemas de polimento em pasta foi estudado por Raimondo *et al.* (1990) através da análise subjetiva com fotografias de M.E.V. (100X e 300X). Os corpos-de-prova foram confeccionados com a cerâmica VMK68, onde um sulco de aproximadamente 1 mm de profundidade por 2 mm de largura foi realizado simulando um sulco oclusal em dente posterior. Os resultados mostraram que o melhor acabamento de superfície foi obtido pelo glaze (controle), seguido pela pasta Truluster, pasta Dia-Gloss, pasta DiamonDust, sistema Shofu e sistema Glaze'N Shine de polimento. A avaliação visual baseada em escores média indicou que o melhor polimento de superfície foi obtido com a pasta de polimento Truluster.

Brewer *et al.* (1990) realizaram um estudo clínico envolvendo análise visual subjetiva realizada por protesistas, clínicos gerais e estudantes de Odontologia comparando superfícies obtidas pelo glazeamento natural com as obtidas pelo jateamento com óxido de alumínio e polimento com pasta diamantada. Doze restaurações metalocerâmicas (VITA VMK68) foram confeccionadas em um incisivo central superior e divididas em dois grupos conforme o tratamento de superfície. Os quesitos analisados foram: forma, porosidade e lisura de superfície, reflexão da luz, textura vestibular, brilho, homogeneidade e aparência estética classificados em três níveis de qualidade. Embora não tenha ocorrido grande concordância entre os grupos examinadores, em geral, o polimento foi considerado mais aceitável que o glaze.

A cerâmica polida também obteve resultados satisfatórios na pesquisa de Jacobi *et al.* (1991) que utilizaram ciclagem mecânica para comparar a abrasividade de seis superfícies de cerâmica e ouro. A cerâmica DICOR polida removendo-se o glaze foi a menos abrasiva das cerâmicas seguida pela cerâmica VMK68 VITA polida, mas foi responsável por um desgaste 10 vezes maior na estrutura dental quando comparada com o ouro tipo III.

Para mensurar a rugosidade média (Ra) de duas cerâmicas (Biobond e Ceramco) polidas com diferentes sistemas para polimento, Goldstain *et al.* (1991) utilizaram um rugosímetro com cut-off de 0,25 mm e comprimento de leitura de 1,5 mm. Para a cerâmica Ceramco, os sistemas de polimento Brasseler e Dentsply apresentaram resultados similares, seguidos pelo sistema Dedeco e sistema Shofu de polimento que não diferiram estatisticamente entre si. Os sistemas de polimento Dedeco e Dentsply apresentaram os melhores resultados para a cerâmica Biobond. Os autores concluíram após análise visual e M.E.V. (100X) que com exceção do sistema Den-Mat, todos foram considerados clinicamente aceitáveis.

A rugosidade média e M.E.V. (2000X) foram os métodos escolhidos por Patterson *et al.* (1991) para verificar a efetividade de um sistema para polimento de cerâmica com pasta diamantada (Chameleon Dental Products). 14 amostras de cerâmica Vita VMK68 sobre metal receberam quatro subseqüentes tratamentos de superfície e mensurações de rugosidade média superficial (Ra) foram registradas. Para cada tratamento de superfície, os resultados (μm) foram: glazamento (0,202), polimento sobre o glaze (0,183), redução com ponta diamantada de granulação fina - FG Komet (1,669) e novo polimento com pasta (0,850). Após análise de variância e teste de Scheffé's (95%), os autores concluíram que o sistema de polimento proporcionou um aumento significativo na lisura superficial da cerâmica desgastada com ponta diamantada, mas sem restaurar a lisura como da superfície glazeada. O polimento sobre o glaze obteve média de rugosidade similar ao grupo glazeado, e de acordo com as imagens de M.E.V., esse procedimento removeu o glaze da superfície expondo porosidades.

Em outro estudo, os mesmos autores avaliaram a eficiência do polimento na cerâmica Vitadur N, após ser submetida ao desgaste com pontas diamantadas finas (30 μm) e extrafinas (15 μm) em alta rotação, tendo o glaze como grupo controle. Baseados em fotografias obtidas por M.E.V. (2000X e 500X), verificaram que todos os tratamentos de superfície utilizando abrasivos, inclusive o polimento com pasta diamantada, promoveram remoção do glaze e exposição de

microporosidades. Após o desgaste com pontas diamantadas, o sistema de polimento proporcionou um aumento na lisura superficial, principalmente nas superfícies previamente desgastadas com pontas de diamante extrafinas. Comparações entre as médias de rugosidade (Ra) pelo método estatístico de Scheffé's, mostraram que essa diferença foi estatisticamente significativa. A média de rugosidade do grupo polido com pasta diamantada após glazeamento foi a menor, mas não diferiu do grupo controle glazeado. Os autores concluíram que após ajuste com pontas diamantadas, o sistema de polimento não foi capaz de promover uma superfície lisa como a glazeada. Assim, granulações mais finas de pontas diamantadas deveriam ser analisadas quando sistemas de polimento forem empregados.

Segundo Anusavice (1992), a durabilidade química das cerâmicas odontológicas é excelente. Entretanto, forças mecânicas e ataque químico podem gerar degradação. Devido à abrasão e dissolução, a liberação de elementos químicos que podem inclusive possuir radioatividade, aumenta a rugosidade superficial, contribuindo para maior retenção da placa bacteriana. A degradação da cerâmica é mais rápida quando ocorre o contato excessivo com elementos como bifluoreto de amônia, ácido hidrofluorídrico e principalmente fluoreto acidulado, quando grandes doses são utilizadas em portadores de câncer, devido à diminuição da atividade salivar promovido pela exposição excessiva à radiação. O autor sugeriu que a influência da ação química na rugosidade de superfície e conseqüentemente no desgaste das restaurações cerâmicas e dentes antagonistas deve ser pesquisada de maneira padronizada.

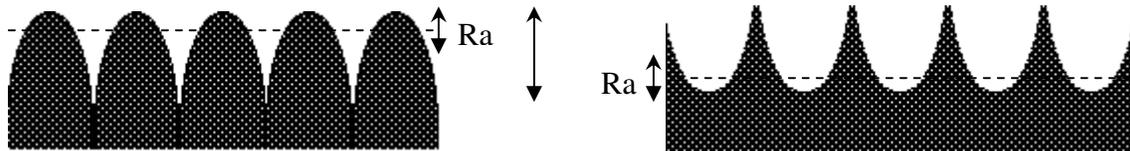
Hulterstrom e Bergan (1993), utilizando blocos de cerâmica Vita do sistema Cerec, verificaram através do parâmetro Ra com cut-off de 0,8 mm, que o uso de pasta diamantada por 60 segundos não melhora a superfície polida com discos Soflex, mas consegue promover uma leve melhora quando o sistema Shofu é utilizado. Entretanto, como o polimento sem pasta, em ambos os casos, conseguiu superar a superfície glazeada, os autores concluíram que não há necessidade de utilização de pasta diamantada no polimento da restauração cerâmica.

A necessidade de ajuste através do desgaste abrasivo em restaurações cerâmicas convencionais e CAD-CAM, antes e após a cimentação, levou Scurria e Powers (1994) a realizarem um estudo baseado no parâmetro Ra de um rugosímetro, para comparar a rugosidade produzida por cinco combinações de abrasivos no polimento de discos de cerâmica (Ceranco II) e blocos de cerâmica Dicor MGC. Os resultados mostraram que a cerâmica feldspática Ceramco II polida apresentou-se mais lisa que a glazeada, porém com uma rugosidade média (0,60 μm) maior que na cerâmica Dicor MGC (0,44 μm). As pontas diamantadas (45, 25 e 10 μm) e géis diamantados Premier (4 e 1 μm) produziram as superfícies mais lisas em ambos os materiais, embora o desgaste e polimento com ponta e pastas de óxido de Alumínio (100, 1 e 0,3 μm) não diferiram estatisticamente na cerâmica Dicor MGC. A broca laminada carbide 30 lâminas não promoveu aumento da lisura em nenhuma das combinações ensaiadas.

Utilizando-se uma máquina de ciclagem mecânica que simulava o ciclo mastigatório, Jagger e Harrison (1994) investigaram o efeito do polimento e do glaze da cerâmica Vitadur N no desgaste de esmalte humano em água destilada. Os resultados mostraram que a quantidade de esmalte desgastado pela cerâmica glazeada e sem glazeamento foi similar. As cerâmicas polidas com discos Soflex e sistema Shofu promoveram menos desgaste no esmalte, mostrando a importância do polimento após ajuste da cerâmica.

Whitehead *et al.* (1995) compararam dois métodos de avaliação da rugosidade superficial em cerâmicas odontológicas: método de refletância a laser (MRL) utilizando o parâmetro "Optical RMS" (raiz quadrada média da rugosidade óptica) e o método com ponta analisadora de superfície (rugosímetro) utilizando os parâmetros Ra, Rz, Rpm e a razão Rpm/Rz. O parâmetro Rpm é obtido pela média de altura em relação à linha central em 5 leituras consecutivas. Os autores argumentaram que o parâmetro Ra, comumente utilizado, não fornece informações qualitativas da rugosidade superficial, não distinguindo superfícies arredondadas de pontiagudas. A razão Rpm/Rz foi de especial importância na avaliação do formato da superfície, pois uma razão maior que 0,5 indica picos

pontiagudos e mais abrasivos, e menor que 0,5 indica uma superfície com picos arredondados. Seis diferentes técnicas de acabamento foram analisadas. Os resultados indicaram uma pequena correlação entre o método de refletância a laser e o parâmetro Rz do rugosímetro, no entanto, a correlação com o parâmetro Ra foi insatisfatória. Os métodos apresentaram a menor correlação quando o processo de acabamento utilizou a ponta Baker Curson, que produziu picos mais afilados e agudos do que as outras técnicas de acabamento. Os autores concluíram que o uso exclusivo do método MRL na avaliação de rugosidade superficial em materiais cerâmicos deve ser evitado, sugerindo parâmetros que forneçam informações quantitativas e qualitativas da superfície sob investigação.



Superfície arredondada

Ra = 2,5 μ m

Rmáx = 10 μ m

Rpm/Rz = 0,2

Superfície pontiaguda

Ra = 2,5 μ m

Rmáx = 10 μ m

Rpm/Rz = 0,8

Diagrama utilizado para ilustrar a incapacidade do parâmetro Ra em descrever o formato da superfície. Para ambas as superfícies ilustradas o Ra é o mesmo, mas a razão Rpm/Rz difere.

Ward *et al.* (1995), preocupados em aumentar o tempo de vida útil das cerâmicas opalescentes, realizaram um estudo utilizando perfil de superfície e M.E.V. (350X) para avaliar oito técnicas de polimento intrabucal, em três cerâmicas incisais opalescentes: Ceramco II, Vintage e Duceram LFC. Glaze natural e com pasta glazeadora de baixa fusão foram os tratamentos utilizados como controle. Um cut-off de 0,25 mm foi utilizado para aumentar a filtragem e minimizar a influência de ondulações. A maior discrepância entre os resultados foi

obtida quando comparações foram feitas entre os tratamentos de superfície do que em relação entre as cerâmicas, porém, a cerâmica Ceramco II apresentou-se mais rugosa do que as demais. Os materiais utilizados para polimento: pontas de diamantes finos em ordem decrescente de granulação, seguido por pasta de polimento diamantada Truluster (2,5 μm), géis Premier (4 e 1 μm), discos abrasivos Cosmedent com a pasta diamantada Enamelize (0,3 μm) ou finalização com broca carbide 30 lâminas proporcionaram superfície mais lisa do que os grupos controles. O Sistema Shofu de polimento promoveu uma superfície mais lisa que os grupos glazeados somente para a cerâmica Vintage.

O desgaste promovido por diferentes materiais restauradores em esmalte foi avaliado por Hacker *et al.* (1996) através de ciclagem mecânica tendo saliva artificial como meio. O desgaste promovido pelo ouro foi 96% menor do que o desgaste promovido pela cerâmica feldspática Ceramco, que foi a mais abrasiva dos materiais. A cerâmica de cobertura de baixa fusão Procera All-Ceramic desgastou 74% menos do que a cerâmica Ceramco, mostrando-se mais compatível com esmalte dental. Dessa forma, como materiais não cristalinos podem exibir valores mais baixos de abrasão quando em contato de deslizamento, e sendo as cerâmicas, materiais com estrutura amorfa e dureza superior à do esmalte, a rugosidade de superfície do material apresenta relação direta com a facilidade de deslizamento e, conseqüentemente, com abrasão (Ferracane, 1995).

Segundo Mair *et al.* (1996), o desgaste de qualquer material pode ser promovido pela combinação de diferentes processos como adesão, abrasão, fadiga e corrosão. Entretanto, dois tipos de desgaste podem ser distinguidos em cerâmica: moderado e severo. A lisura superficial e fricção relativamente constante estão relacionadas com baixas taxas de desgaste, enquanto o desgaste severo está associado com rugosidade superficial e fricção oscilante, em um mecanismo de desgaste dominado por friabilidade e fratura.

Fuzzi *et al.* (1996) observaram, em M.E.V. (1000X), que a superfície glazeada naturalmente apresentava-se mais lisa do que as superfícies polidas ensaiadas, porém com irregularidades. A diminuição da rugosidade de superfície

pela utilização de instrumentos diamantados em seqüência decrescente no tamanho das partículas (30, 15 e 8 μm) também foi demonstrada, porém removendo somente as maiores irregularidades produzidas pelo instrumento utilizado previamente. A análise estatística dos resultados obtidos pelos parâmetros Ra e Rt de um rugosímetro (cut-off 0,25 mm) mostraram que a superfície desgastada com ponta diamantada de 30 μm foi significativamente mais rugosa do que as glazeadas. A diferença entre a lisura e o brilho foi exemplificada pela superfície desgastada com broca Carbite 30 lâminas, que produziu menores valores de Ra, porém com aparência visual pior do que a superfície glazeada.

Bollen *et al.* (1996) realizaram uma revisão bibliográfica envolvendo métodos de acabamento e rugosidade superficial de diferentes materiais restauradores. Foi encontrado o valor de 0,2 μm como rugosidade média limite para retenção de placa bacteriana, ou seja, uma rugosidade superior a esse valor resulta no maior acúmulo de placa bacteriana, portanto, aumentando o risco de cáries e inflamação periodontal. Os autores concluíram que todos os materiais restauradores necessitam de um tratamento de superfície específico, com o objetivo de se obter e manter a superfície mais lisa quanto possível.

Ribeiro (1998) comentou que menor rugosidade não indica maior brilho e sobre a importância da análise qualitativa como avaliação visual ou M.E.V., que permitam aferir se os resultados obtidos pela rugosimetria correspondem aos requisitos de estética. Utilizando os parâmetros Ra (rugosidade média), Ry (rugosidade máxima), Rz (rugosidade máxima média), Rp (média de altura dos picos máximos) e Pc (contagem de picos), verificou a importância da realização do polimento em todas as cerâmicas ensaiadas (Ceramco II, Duceram Plus, Duceram LFC, Noritake e Vita VMK95), após terem sido desgastadas com pontas diamantadas de granulação fina e ultrafina. A cerâmica Duceram LFC apresentou, de modo geral, as menores médias de rugosidade em todos os parâmetros estudados, possuindo rugosidade semelhante ou menor que obtida pelo glaze em todos os procedimentos de polimento avaliados. A utilização de pasta diamantada

aumentou a lisura e homogeneidade superficial dos grupos polidos com Exa-Cerapol, Shofu, Soflex ou discos Viking independentemente da cerâmica utilizada.

Magne *et al.* (1999) verificaram através de ciclagem mecânica com leitura digitalizada a influência do método de acabamento das cerâmicas Cration, Vitadur Alpha e Duceram-LFC na abrasão do esmalte dental. Para as três cerâmicas ensaiadas, as técnicas de polimento laboratorial, polimento intrabucal e glazeamento resultaram em desgaste de esmalte similares, o que enfatizou a importância do polimento intrabucal após ajuste da cerâmica cimentada. Apesar da cerâmica Duceram-LFC possuir média de dureza (420 VHN) próxima do esmalte dental (408 VHN), foi a mais abrasiva dos materiais juntamente com Vitadur Alpha, provavelmente devido à presença de defeitos, friabilidade e baixa tenacidade. O mesmo tipo de desgaste foi observado para os três materiais, mas a feldspática Creation foi significativamente menos abrasiva promovendo menor perda combinada de esmalte e cerâmica.

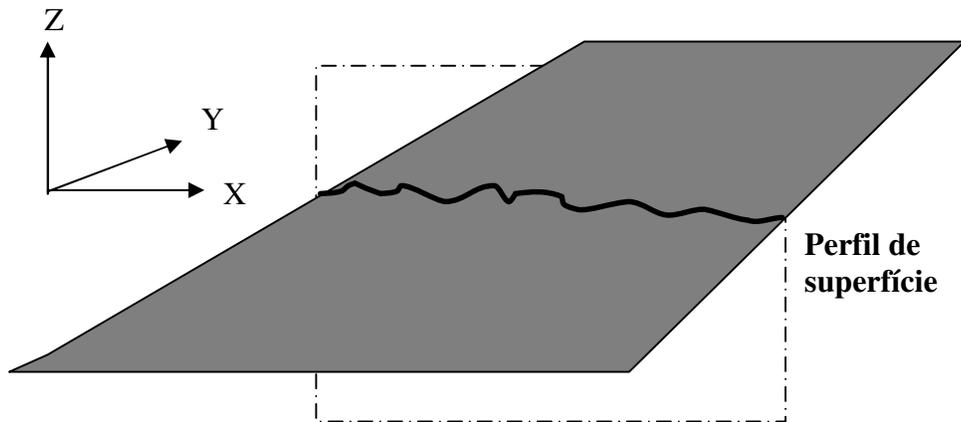
Uma metodologia que utilizava ciclagem mecânica com 800.000 contatos deslizantes de 15 mm e carga de 313 g, foi realizada por Al-Wahadni e Martin (1999) para comparar o desgaste produzido por diferentes cerâmicas odontológicas polidas ou glazeadas contra corpos-de-prova confeccionados com polimetilmetacrilato. O desgaste produzido nos espécimes de resina acrílica foi mensurado utilizando-se um rugosímetro. A leitura de superfície percorreu transversalmente a região central abrasionada para mensuração do máximo de profundidade, área e formato do desgaste. O estudo confirmou que a superfície menos abrasiva foi obtida pelas cerâmicas glazeadas. O polimento com pontas de borracha abrasivas Shofu proporcionou aumento significativo na profundidade e na área de desgaste. Além disso, somente as cerâmicas polidas com pasta diamantada proporcionaram desgaste similar ao glaze. Os menores valores de desgaste foram obtidos pela cerâmica VMK, enquanto os maiores pela cerâmica opaca (Vitadur) com 50% de alumina.

Whitehead *et al.* (1999) ilustraram e salientaram a importância da calibração dos equipamentos de mensuração de rugosidade superficial utilizando uma

superfície com rugosidade padronizada e relatou que comparações de resultados obtidos por equipamentos diferentes devem ser evitadas.

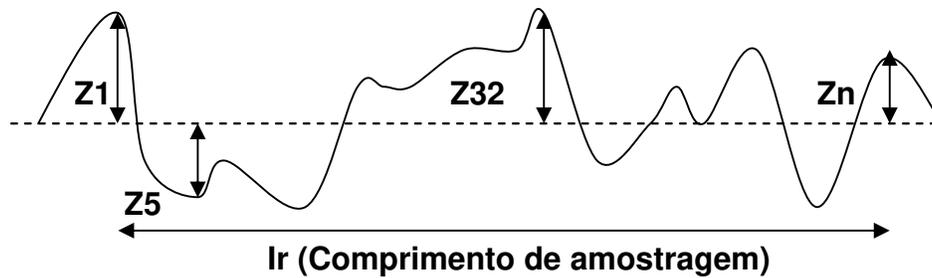
Em 2000, Kawai *et al.* avaliaram a adesão de bactérias e glucanos na cerâmica Celay (Vita) quando polida ou glazeada. A quantidade de células aderidas e glucanos aumentou com o tempo. A rugosidade de superfície e a adesão de placa bacteriana diminuíram com o refinamento do polimento. As superfícies polidas com lixa de grana 120 a 600 + pasta diamantada obtiveram menor quantidade de placa bacteriana aderida. O glaze, entretanto, embora tenha resultado em menor rugosidade superficial, promoveu maior acúmulo de placa bacteriana. Dessa forma, uma correlação positiva entre rugosidade e acúmulo de placa foi obtida, com exceção para as superfícies glazeadas.

A norma NBR ISO 4287 (2002), que substituiu a NBR 6405 (1988) especifica termos, definições e parâmetros para determinação do estado da superfície (rugosidade, ondulação e perfil primário) pelo método do levantamento do perfil. Um sistema de coordenadas cartesianas positivo é utilizado nesse método, tendo o comprimento de avaliação (l_n) no eixo X, perpendicular ao eixo Y dentro da superfície real e o eixo Z dirigido do material para o meio ambiente.



O comprimento de avaliação de rugosidade (l_n) pode conter um ou mais comprimentos de amostragem (l_r). Os responsáveis pela separação dos componentes de ondas longas e curtas são os filtros de perfil (λ_s , λ_c , λ_f) que possuem comprimentos de onda limite diferentes (cut-off). O perfil de rugosidade é

derivado do perfil primário utilizando o filtro λ_c que define a separação entre os componentes da rugosidade e ondulação. Dentre os parâmetros de rugosidade do perfil e suas definições, pode-se destacar o parâmetro Ra, que é a média aritmética do somatório dos valores absolutos das ordenadas Z(x) em relação à linha média, no comprimento de amostragem.



Parâmetro Ra (Rugosidade média).
$$Ra = \frac{Z1 + Z2 + Z3 + Z4 + \dots + Zn}{N}$$

O parâmetro Ra foi escolhido por Borges *et al.* (2002) para comparar a rugosidade superficial de 20 discos de uma cerâmica feldspática autoglazeada com a rugosidade média após simulação de ajuste oclusal com ponta diamantada de granulação fina em alta rotação sob refrigeração, seguido pelo acabamento e polimento com o conjunto de abrasivos Edenta. De acordo com os resultados obtidos pela análise de variância e ao teste de Tukey ($p < 0,05$), concluiu-se que o polimento da cerâmica Duceram-Plus (Degussa) proporcionou aumento da rugosidade média (0,323 μm), quando comparado com o autoglazeamento (0,1681). Os ensaios foram realizados após armazenagem em água destilada a 37°C por sete dias.

Em um estudo que avaliava os efeitos da hidrólise em ácido e do polimento mecânico na produção de tensões residuais na superfície de cerâmicas de baixa fusão, Alkhiary *et al.* (2003), encontraram que o polimento diminuiu a média de propagação de trincas na superfície dos materiais ensaiados, exceto na cerâmica de dentina Duceram-LFC. Os autores reportaram que o procedimento de

polimento além de remover defeitos superficiais criados na fabricação, provavelmente produz tensões compressivas desejáveis na camada externa da cerâmica, devido ao calor gerado pela fricção que causa diferença de expansão térmica entre a camada externa e interna.

Sasahara (2003) verificou maior tenacidade à fratura nas cerâmicas polidas que nas glazeadas. Em relação à rugosidade, observou maior lisura superficial em superfícies glazeadas do que nas polidas, com exceção da cerâmica Finesse que apresentou resultados superiores para o polimento. Por outro lado, a cerâmica Symbio (Degussa) apresentou valores mais baixos de rugosidade superficial dentre as cerâmicas ensaiadas. O uso de pasta diamantada diminuiu a rugosidade de superfície medida pelos parâmetros Ra e Rz, principalmente quando utilizada após os discos SofLex. De maneira geral, houve concordância entre os resultados obtidos pela análise visual subjetiva, pelo rugosímetro e pela M.E.V. (500X).

Com os estudos de Muzilli *et al.* (2005), pode-se observar a importância da diminuição no tamanho das partículas abrasivas até 6 µm com o uso de borrachas abrasivas e pasta diamantada para o polimento final de restaurações cerâmicas ajustadas. Esse procedimento obteve as menores médias de rugosidade e não mostrou diferença estatística entre todas as cerâmicas utilizadas. O glazeamento proporcionou superfície mais rugosa, dependendo da cerâmica utilizada.

Em 2006, Sasahara *et al.* concluíram que, quando o glaze é removido, o melhor tratamento de superfície depende da cerâmica utilizada. Os autores não conseguiram relacionar o conteúdo de leucita, o tamanho das partículas e a dureza Vickers com a facilidade de polimento das cerâmicas de cobertura estudadas. De maneira geral, as cerâmicas com menor conteúdo de Leucita (Finesse e Symbio) tiveram a tendência de menor rugosidade quando comparadas com as cerâmicas com maior conteúdo de leucita (d.Sign e Noritake), quando o polimento foi realizado com borrachas abrasivas ou discos de papel seguidos por pasta diamantada KG Sorensen.

No mesmo ano, Bottino *et al.* verificaram se técnicas de acabamento e polimento da cerâmica feldspática Vitadur Alpha eram capaz de promover uma

superfície similar à glazeada. Os espécimes em formato de disco (n=5) foram separados em cinco grupos: G1 (glaze), G2 (G1 + ponta diamantada 4138 KG Sorensen), G3 (G2 + pontas de borracha de silicone KG Sorensen), G4 (G3 + disco de feltro com pasta diamantada 6 µm KG Sorensen) e G5 (G3 + disco de feltro com pasta de polimento com partículas de óxido de alumínio de 5 µm TDV). A rugosidade média (Ra) foi obtida com 6 leituras por disco de cerâmica. Os valores foram submetidos à ANOVA e ao teste de Tukey (5%). O grupo G2 apresentou a maior média de rugosidade ($p < 0,05$), seguido por G3, G5, G4 e G1. Os autores concluíram que embora o polimento seja um procedimento técnico crítico, apenas o polimento mecânico com borracha abrasiva seguido por pasta diamantada foi capaz de produzir rugosidade similar ao glaze.

Pereira *et al.* (2008) realizaram um estudo clínico para avaliar a colonização por bactérias em duas cerâmicas para cobertura (Vita VM7 e VM13), comparando 2 tipos de glazeamento (overglaze e autoglaze). Foram realizados 14 discos de cada cerâmica, regularizados com papel com abrasivos de carbeto de silício (granulação 1000), limpos em ultra-som e subdivididos em 4 grupos (n=6): G1 (VM7, overglaze), G2 (VM7, autoglaze), G3 (VM13, overglaze) e G4 (VM13, autoglaze). Um espécime de cada grupo foi observado em microscopia eletrônica de varredura (1000X) e os demais fixados na face vestibular de pré-molares e molares de seis estudantes de Odontologia, que não possuíam sinais de cárie ou doença periodontal, e que não utilizaram antibióticos até 3 meses antes do estudo. Após jejum de 8 horas, os espécimes foram removidos dos dentes dos estudantes para avaliação em microscopia eletrônica de varredura (7000X). Cinco áreas de 20 X 25 µm foram observadas e classificadas como presença ou ausência de colonização por bactérias. O teste não paramétrico Kruskal-Wallis foi realizado ($p < 0,05$). Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre as cerâmicas ou entre os tratamentos utilizados. Comparando a topografia das superfícies, padrões similares foram observados.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a rugosidade e a dureza Vickers de 12 cerâmicas utilizadas para cobertura, após serem submetidas a 4 métodos de polimento: polimento mecânico com sistema Shofu, polimento mecânico + pasta diamantada, polimento mecânico + glaze e glaze (controle).

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1- MATERIAIS

As 12 cerâmicas odontológicas (Tipo I, Classe III) utilizadas nesse estudo (Figura 1 e Quadro 1) são de cor de esmalte apropriadas para recobrimento da dentina A3 em próteses de cerâmica pura prensada (CP), de alumina (AL), de Zircônio (Z) ou metalocerâmicas (MC).



Figura 1: Cerâmicas odontológicas e cores utilizadas (entre parênteses). Respectivamente (da esquerda para direita): Ceramco (Natural Enamel Light), Cercon (59), Finesse (Natural Enamel Light), IPS d.Sign (TS2), IPS Eris (TS2), Vintage Halo (59), Vision (59), Vision Esthetic (59), Vita VM7 (ENL 191), VM9 (ENL 191), VM3 (ENL 191) e Will Ceram (59).

Quadro I – Cerâmicas odontológicas, nome comercial, fabricante, descrição e indicação.

Nome Comercial	Fabricante	Descrição	Indicação
Ceramco 3	Dentsply Ceramco, Nova York, USA.	Vidro/Leucita	MC
Cercon Ceram S	Degudent, Hanau-Wolfgang, Alemanha.	Baixa fusão, sem Leucita	Z
Finesse	Dentsply Ceramco, Nova York, USA.	Baixa fusão, 7 % de Leucita	CP
IPS d.Sign	Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein.	Fluorapatita e Leucita	MC
IPS Eris	Ivoclar Vivadent, AG, Schaan, Liechtenstein.	Fluorapatita e Leucita	CP
Vintage	Shofu Inc., Quioto, Japão.	Vidro/Leucita, 60 % Sílica	MC
Vision	Wohlwend, AG, Schaan, Liechtenstein.	Vidro/Leucita	MC
Vision Esthetic	Wohlwend, AG, Schaan, Liechtenstein.	Baixa fusão, Vidro-Leucita	CP
Vita VM7	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha.	Vidro/Leucita Microparticulada	AL
Vita VM9	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha.	Vidro/Leucita Microparticulada	Z
Vita VM13	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha.	Vidro/Leucita Microparticulada	MC
Will Ceram	Williams/ Ivoclar, Nova York, USA.	Vidro/Leucita, 55 % Sílica	MC

4.2 - MÉTODO

4.2.1 - Confeção dos discos de cerâmica

A técnica de manipulação e aplicação simulou o método laboratorial convencional. A proporção foi estabelecida pela consistência do material, utilizando-se aproximadamente 3 medidas do pó e 10 gotas do líquido de modelar. O pó das cerâmicas foi aglutinado ao líquido modelador em placa de vidro com espátula flexível para cerâmica GS-Prótese (Piracicaba, SP, Brasil), até homogeneização da mistura e obtenção de consistência pastosa e brilhante que não se desprendia da espátula (Figuras 2 A, B e C).

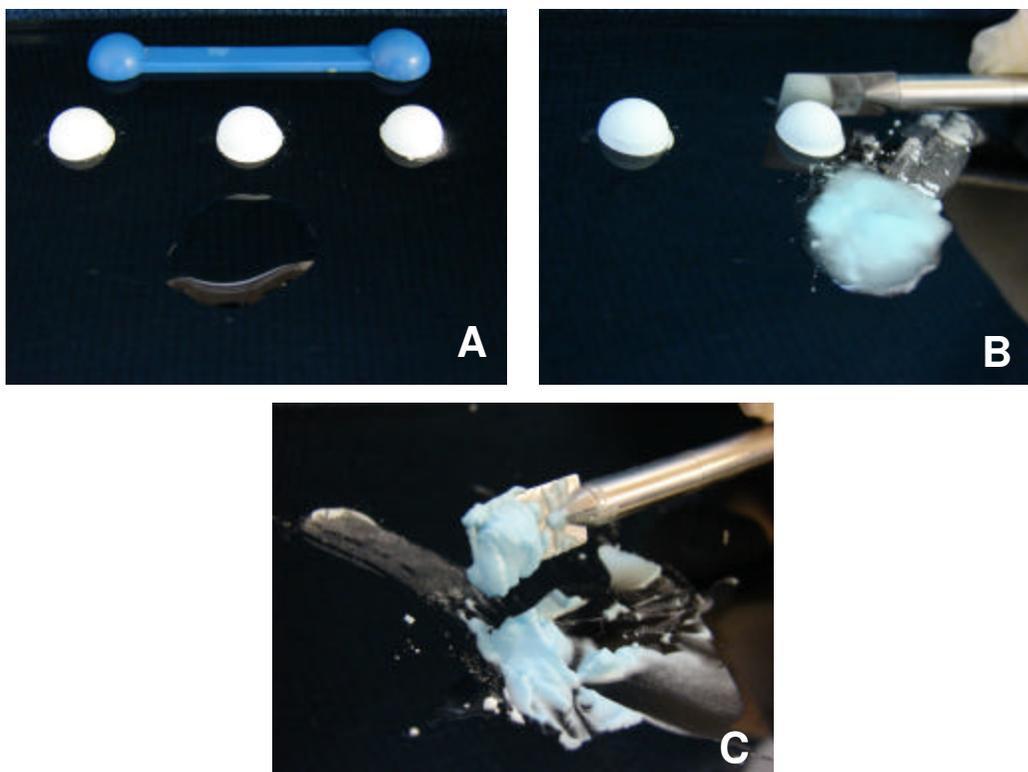


Figura 2 – (A, B e C) - Técnica de manipulação e obtenção da consistência desejada das cerâmicas.

Foram confeccionados quarenta discos para cada marca comercial de cerâmica, à temperatura ambiente de $23 \pm 1^{\circ}\text{C}$ e umidade relativa de $50\% \pm 5$. A cerâmica foi aplicada no interior de uma matriz metálica cilíndrica, com cavidade tronco-cônica de 2 mm de espessura por 8 mm de diâmetro na base maior e 7 mm de diâmetro na região oposta. As paredes internas do orifício da matriz apresentavam-se expulsivas e polidas para facilitar a remoção dos discos de cerâmica (Figura 3 A). Uma base metálica cilíndrica lisa, que possuía 15 mm de diâmetro por 7 mm de altura, foi adaptada sob a matriz para aplicação da cerâmica. A base metálica possuía na face oposta, um êmbolo de 6,9 mm de diâmetro por 2 mm de altura, utilizado para remoção dos discos após a condensação (Figuras 3 B e C). Todos os corpos-de-prova foram confeccionados pelo mesmo operador.

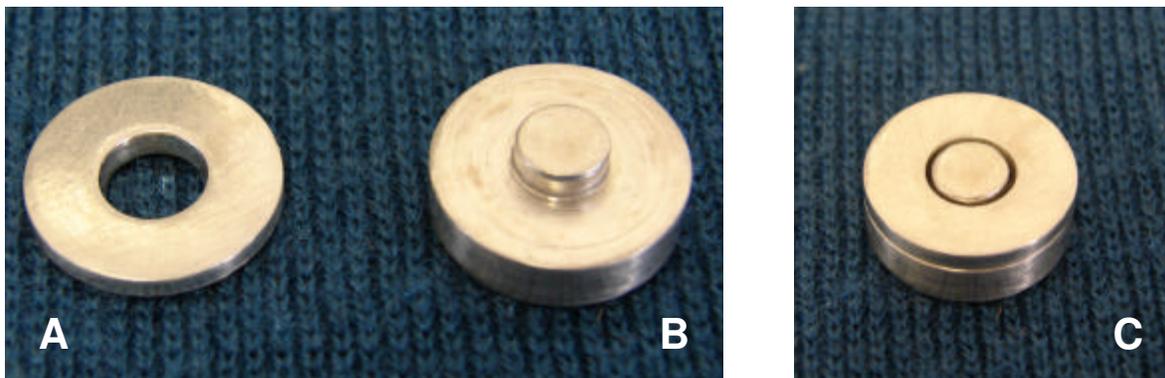


Figura 3 – (A) - Matriz metálica expulsiva;
(B) - Base metálica;
(C) - Matriz e base montadas.

A inserção da cerâmica na matriz metálica foi realizada utilizando-se um pincel Takanish - Renfert (Hilzingen, Alemanha) número 6 de pelo de marta umedecido com água deionizada, iniciando-se na região da base menor até o preenchimento com excesso (Figuras 4 A, B e C).

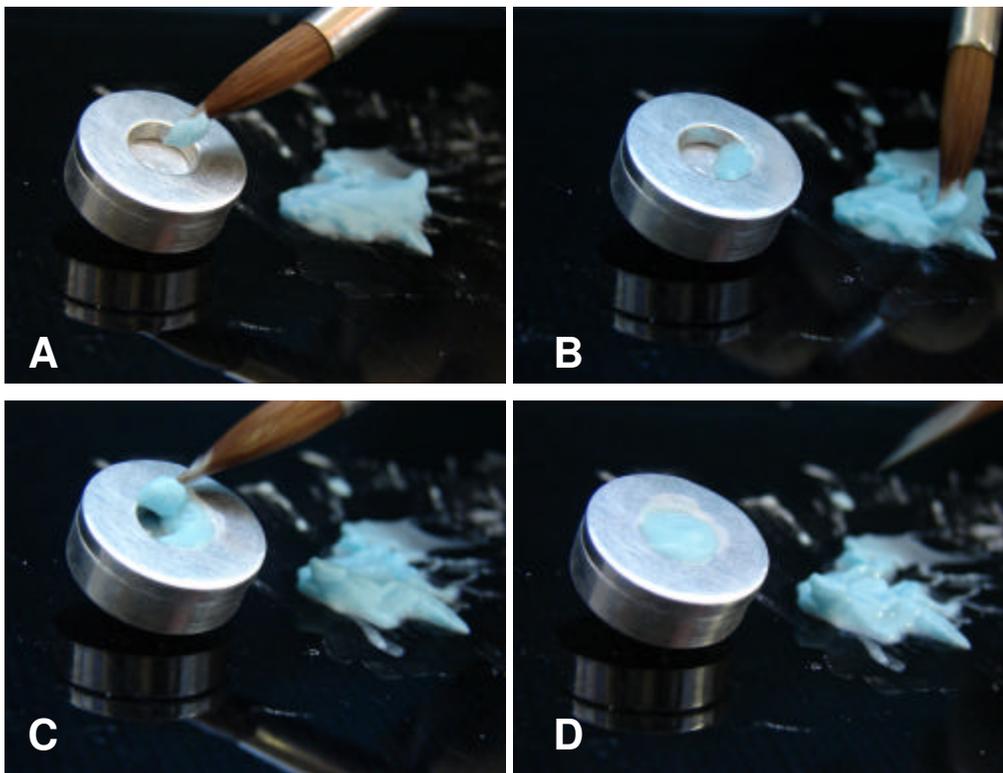


Figura 4 – (A, B, C e D) - Inserção da cerâmica na matriz metálica.

O processo de condensação das cerâmicas foi realizado sob vibração moderada e o excesso de líquido removido com papel absorvente, simulando técnica laboratorial convencional (Figuras 5 A, B e C). A remoção dos excessos de cerâmica foi realizada deslizando a matriz metálica sobre uma superfície plana revestida com papel absorvente liso, de maneira a planificar a superfície dos discos (Figura 5 D). Posteriormente, a base metálica da matriz foi removida para planificação da base menor dos discos (Figura 6 A).

Os discos cerâmicos foram removidos introduzindo o êmbolo na base menor da matriz (Figura 6 B) e então foram distribuídos sobre uma superfície refratária plana, com a base maior voltada para cima, em séries de 20 discos (Figura 7).

A sinterização foi realizada em um forno DEKEMA - Degudent (Hanau-Wolfgang, Alemanha) de acordo com as temperaturas e vácuo recomendados

pelos fabricantes (Quadro II). Após abertura do forno e esfriamento (figura 7), os discos foram armazenados a seco até a realização dos testes.

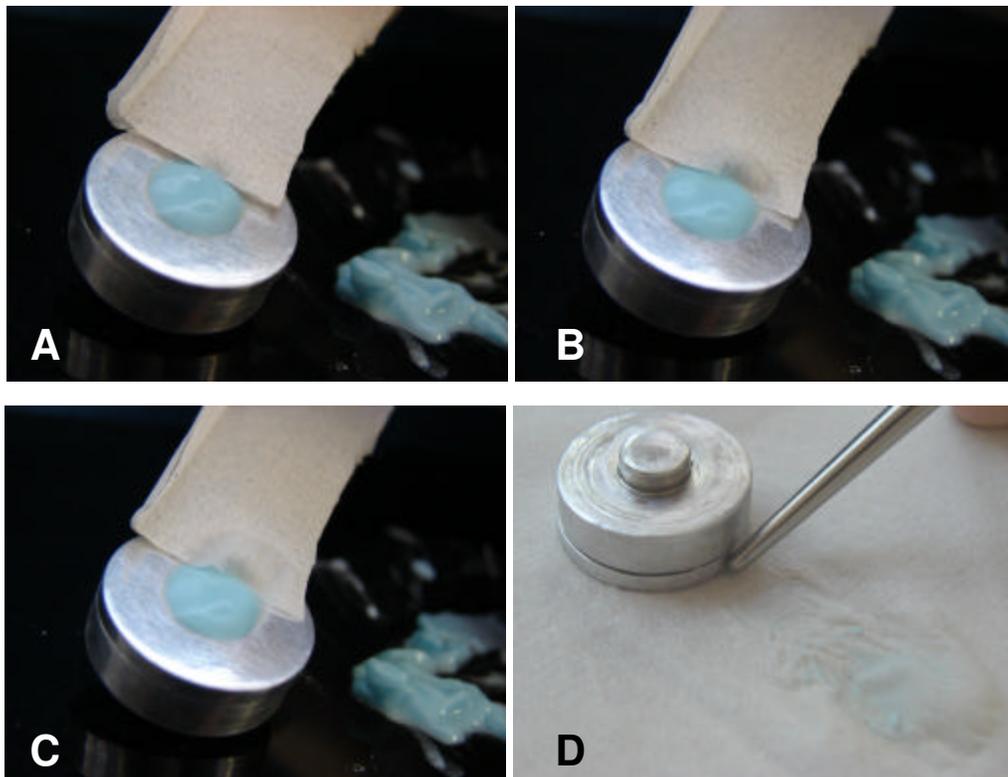


Figura 5 - (A, B e C) - Remoção do excesso de líquido da cerâmica.
(D) - Remoção do excesso de cerâmica e planificação do disco.

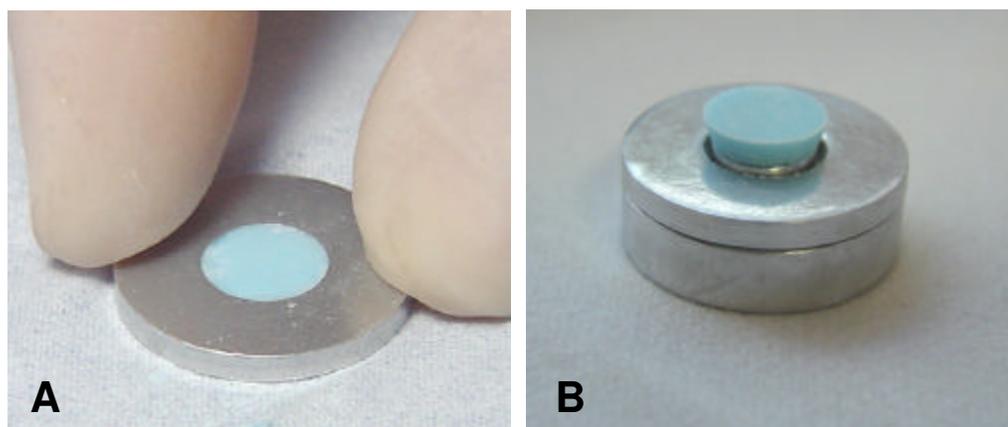


Figura 6 - (A) - Planificação da base menor do disco de cerâmica;
(B) - Remoção do disco com o êmbolo.

Quadro II – Ciclos de sinterização das cerâmicas: Pré-aquecimento (Pré-Aq), Temperatura inicial (T. Inicial), Temperatura de início do vácuo (T1), Temperatura final (T2), Velocidade de aquecimento (Vel.Aq.), Tempo de Manutenção na Temperatura Final (Tempo) e Presença de vácuo na Temperatura Final (Vácuo).

Cerâmica Incisal	Pré-Aq. (min.)	T. Inicial (°C)	T1 (°C)	T2 (°C)	Vel. Aq. (°C/min.)	Tempo (min.)	Vácuo (S/N)
Ceramco 3	10	650	650	960	55	0	N
Cercon CS	6	450	450	840	60	1	S
Finesse	10	450	450	760	35	0,5	S
IPS d.Sign	6	403	450	870	60	1	N
IPS Eris	6	403	450	755	60	2	N
Vintage	5	450	450	910	60	0	N
Vision	6	400	920	920	50	1	S
Vision Est.	4	400	400	770	45	1	S
Vita VM7	6	500	500	910	55	1	N
Vita VM9	6	500	500	910	60	1	N
Vita VM13	6	500	500	880	55	1	N
Will Ceram	6	400	550	950	55	0,5	N

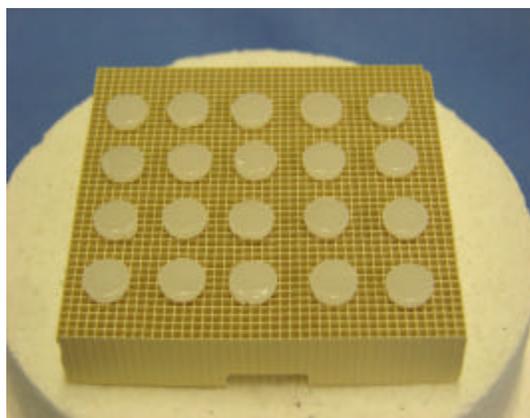


Figura 7 – Esfriamento dos discos de cerâmica após sinterização.

4.2.2 – Métodos de acabamento e polimento

Para realização dos métodos de acabamento e polimento, foram confeccionados suportes para os discos de cerâmica com tubetes plásticos (anestésicos) (Figura 9). Um disco de cerâmica foi vaselinado em sua base menor, posicionado na abertura de um tubete plástico para anestésico preenchido com resina acrílica quimicamente ativada Duralay (Reliance Dental Mfg Co Worth, USA), na fase plástica. O posicionamento do disco no tubete foi realizado com a base maior voltada para cima, de maneira a deixar exposto 1 mm de espessura do disco além da borda do tubete.

Após polimerização do molde em resina acrílica e remoção do disco cerâmico, iniciou-se a seleção dos discos para realização dos métodos de acabamento e polimento sobre o suporte.

4.2.2.1 - Simulação de ajuste oclusal por desgaste abrasivo

Todos os discos de cerâmica foram submetidos ao desgaste com pontas diamantadas cilíndricas de granulação fina 3098 F (45 μm) KG Sorensen (Alemanha) (Figura 8) acopladas à caneta de alta rotação Dabi Atlante (Ribeirão Preto, SP, Brasil), com pressão manual moderada e sob refrigeração, simulando ajuste oclusal clínico (Figura 9 A, B e C). O desgaste da superfície foi realizado tomando-se o cuidado de deixar a superfície plana e regular.



Figura 8 - Pontas 3098 F (vermelha – 45 μm) e 3098 FF (amarela – 30 μm).

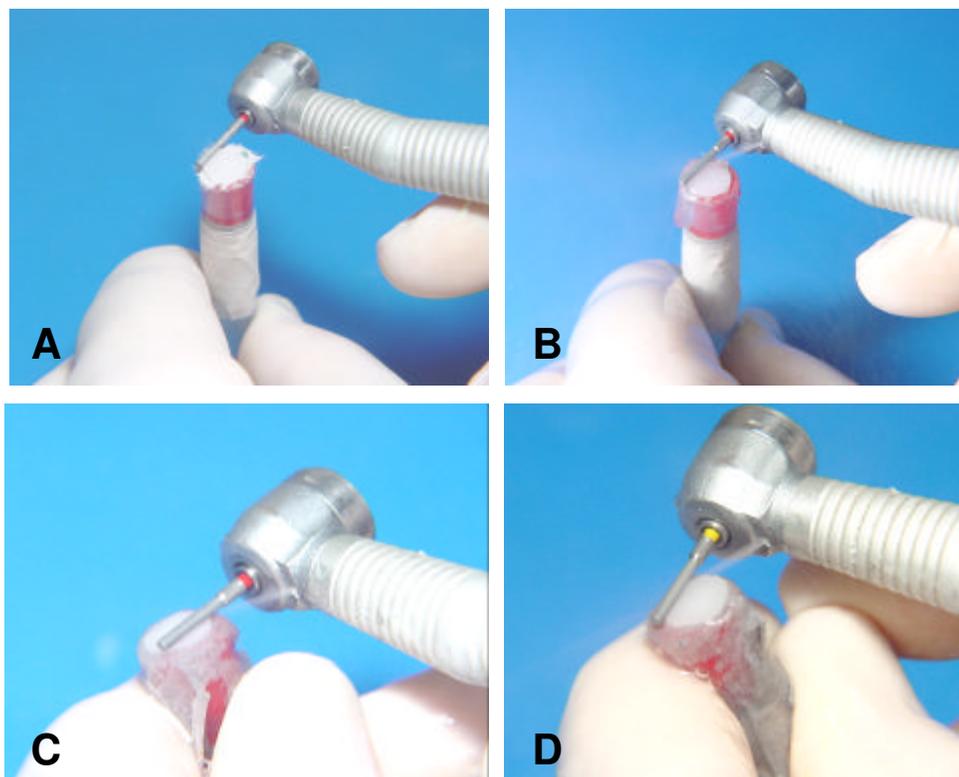


Figura 9 - (A, B e C) – Desgaste abrasivo com ponta diamantada 3098 F;
(D) - Desgaste abrasivo com ponta diamantada 3098 FF.

Como a água tende a ficar depositada em concavidades, para visualização de possíveis ondulações, os discos cerâmicos foram umedecidos e observados durante aplicação de leve jato de ar. Quando imperfeições foram visualizadas, correções foram feitas girando-se a posição dos suportes. As pontas diamantadas foram trocadas a cada cinco amostras. Em seguida, todo procedimento foi repetido com ponta diamantada extrafina 3098 FF (30 μm) KG Sorensen (Figura 8 e 9 D). A limpeza dos discos foi realizada em cuba ultrassônica com água deionizada por dez minutos.

4.2.2.2 - Polimento e Glaze

Dos 40 corpos-de-prova cerâmicos de cada marca comercial, 10 foram separados para aplicação de glaze (controle) e 30 foram polidos mecanicamente

utilizando-se o sistema Shofu de polimento (Quioto, Japão) em motor de baixa rotação Dabi Atlante (Ribeirão Preto, SP, Brasil), empregando movimentos circulares e pressão moderada. O sistema Shofu possui uma pedra de óxido de alumínio de granulação fina (Dura-white) e três pontas de borracha (Ceramisté), que foram utilizadas seguindo ordem decrescente de abrasividade (sem tarja, tarja amarela e tarja branca) (Figura 10 A) por 30 segundos cada, num total de 2 minutos por disco cerâmico.

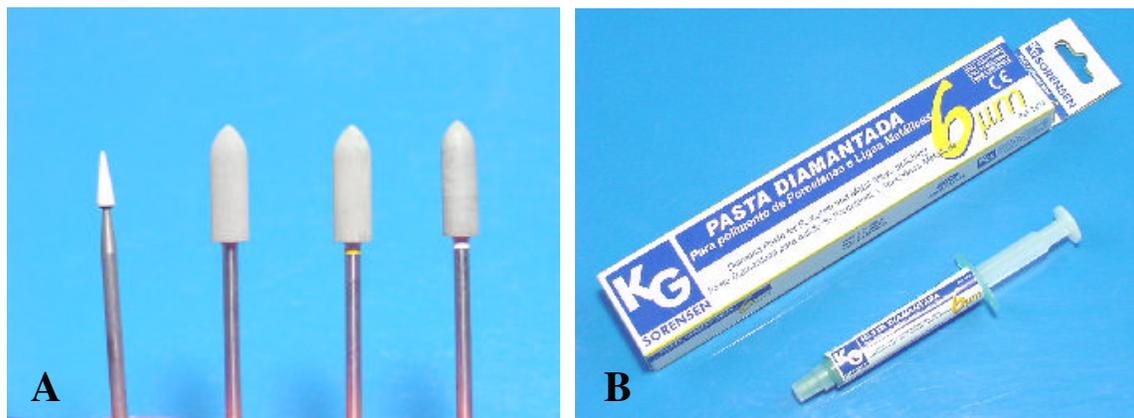


Figura 10 - (A) - Sistema Shofu de Polimento.

(B) - Pasta diamantada 6 µm (KG Sorensen).

Dos 30 discos polidos, 10 foram selecionados para polimento com pasta diamantada 6 µm (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, Brasil) (Figura 10 B) e 10 receberam glaze, formando os seguintes grupos experimentais (n=10):

- GRUPO P (10 discos): Polimento com abrasivos Shofu.
- GRUPO PP (10 discos): Polimento com abrasivos Shofu e pasta diamantada.
- GRUPO PG (10 discos): Polimento com abrasivos Shofu e glaze.
- GRUPO G (10 discos): Sem polimento, grupo controle (Glaze).

O polimento dos discos cerâmicos com pasta diamantada no grupo PP foi realizado com uma roda de feltro TDV (Pomerode, SC, Brasil) montado em mandril e em baixa rotação, empregando movimentos circulares e pressão moderada por 30 segundos.

Após limpeza dos discos em cuba ultrassônica por 1 minuto e secagem com papel absorvente, uma pasta ou pó glazeador de baixa fusão e líquido específico para glaze foram misturados, e uma fina camada foi aplicada com pincel nº 3 (overglaze) sobre a superfície dos discos de cerâmica dos grupos PG (polimento + glaze) e G (glaze). Para as cerâmicas Ceramco e Finesse, o glazeamento foi realizado sem pasta glazeadora (autoglaze), conforme recomendado pelo fabricante. Os ciclos de glazeamento foram efetuados de acordo com as temperaturas recomendadas pelos fabricantes (Quadro III).

Quadro III – Ciclos de glazeamento: Pré-aquecimento (Pré-Aq), Temperatura inicial (T. Inicial), Temperatura de início do vácuo (T1), Temperatura final (T2), Velocidade de aquecimento (Vel. Aq.), Tempo de manutenção na temperatura final (Tempo) e Presença de vácuo na temperatura final (Vácuo).

Cerâmica Incisal	Pré-Aq. (min.)	T. Inicial (°C)	T1 (°C)	T2 (°C)	Vel. Aq. (°C/min.)	Tempo (min.)	Vácuo (S/N)
Ceramco *	6	650	-	960	70	0,5	N
Cercon	6	450	-	810	60	2	N
Finesse *	6	450	-	750	70	0	N
IPS d.Sign	4	403	450	830	60	2	N
IPS Eris	6	403	450	725	60	2	N
Vintage	5	450	-	900	60	0	N
Vision	2	400	-	910	60	1	N
Vision Est.	5	400	-	740	45	2	N
Vita VM7	4	500	-	900	80	1	N
Vita VM9	4	500	-	900	80	1	N
Vita VM13	4	500	-	880	80	1	N
Will Ceram	3	400	-	930	55	0,5	N

* Glaze Natural (Autoglaze).

4.2.3 - Ensaio de rugosidade de superfície

Todos os discos de cerâmica foram limpos com água deionizada em cuba ultrassônica por 10 minutos, secos sobre papel absorvente e levados individualmente ao rugosímetro Surf-Corder SE 1700 - Kosaka Ltda (Tóquio, Japão).

Um dispositivo plástico contendo cera utilidade serviu de suporte para posicionamento dos discos. Os discos foram posicionados com a superfície tratada voltada para cima, paralelamente à base do suporte (Figura 11).

O aparelho foi calibrado com um filtro de medição em 0,25 mm (cut-off), velocidade de leitura de 0,1 mm/s e comprimento de avaliação de 1,25 mm. Foram feitas três leituras com a agulha do perfilômetro passando pelo centro geométrico das amostras, em três posições diferentes, obtidas girando os corpos-de-prova em torno de 120 graus. Dessa forma, totalizou-se 1440 leituras e as médias foram calculadas.

O parâmetro avaliado foi Ra (Rugosidade Média) que é a média aritmética obtida pelos desvios de rugosidade do perfil. Pode ser definida como a média do somatório das distâncias absolutas do perfil de rugosidade à linha central dentro do traçado avaliado.

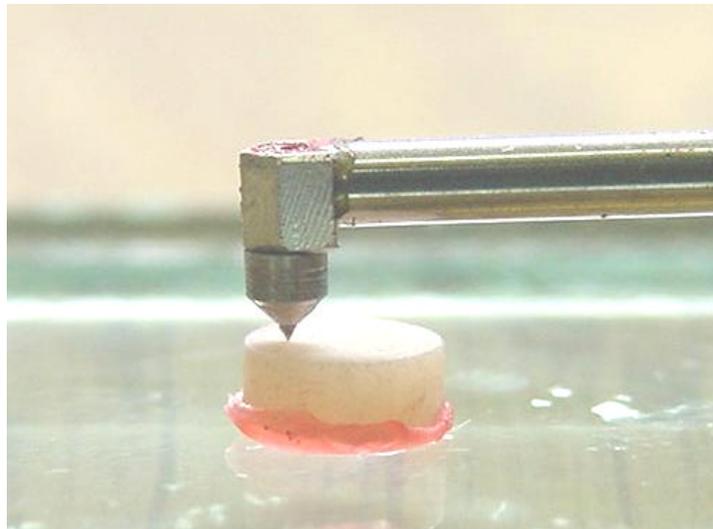


Figura 11 – Posicionamento do disco cerâmico no rugosímetro.

4.2.4 - Ensaio de dureza Vickers

Após mensuração da rugosidade, todos os corpos-de-prova foram levados individualmente ao aparelho de dureza HMV-2 (Shimadzu, Japão) (Figura 12 A). Com auxílio de um microscópio mensurador acoplado ao aparelho, áreas com maior homogeneidade próximas ao centro geométrico das superfícies tratadas dos discos foram selecionadas para realização do ensaio. O aparelho foi calibrado para carga de 1 kgf, atuando por 15 segundos até obter o valor de dureza Vickers (Figura 12 B). A média de 5 penetrações por disco foi obtida, totalizando 2400 mensurações.

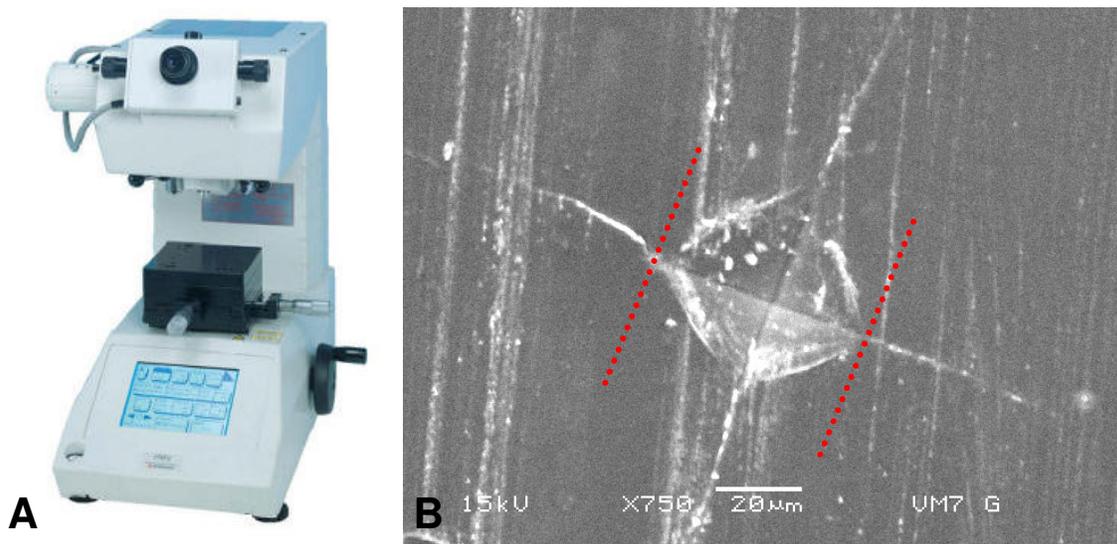


Figura 12 – (A) Microdurômetro HMV-2 (Shimadzu, Japão).

(B) Penetração realizada na cerâmica com desenvolvimento de trincas nos ângulos. Em vermelho, os limites da penetração (d) para cálculo da dureza Vickers.

A fórmula utilizada pelo aparelho foi $HV = 0,1891 \times F/d^2$; onde: HV: dureza Vickers, F: Carga aplicada (N), d: Média de comprimento da diagonal (mm), segundo as normas JIS Z2244 (1992) e ISO 6507.

4.2.5 - Microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.)

Após realização dos ensaios, um corpo-de-prova de cada grupo, para cada tipo de cerâmica, foi separado para observação em microscopia eletrônica de varredura (M.E.V.).

Os corpos-de-prova foram limpos em cuba ultrassônica com água deionizada por 10 minutos, secos com papel absorvente e em estufa a 37°C por mais 10 minutos e fixados com fita dupla face de carbono em bases metálicas numeradas (“stubs”).

Após ventilação com gás argônio, a superfície das amostras foram revestidas com liga de ouro-paládio sob alto vácuo (Balzers – SCD 050 sputt coater, Alemanha) por 80 segundos e levadas ao microscópio eletrônico (Carl Zeiss DSM 940 A, Alemanha) ajustado com 15 KV, com o objetivo de examinar a morfologia de superfície das cerâmicas com aumento de 350 vezes.

Imagens (100X) das pontas diamantadas 3098 F e FF (KG SORENSEN), do desgaste promovido por elas (350X), e de penetrações Vickers (350X) em discos cerâmicos separados aleatoriamente também foram realizadas.

4.3 - Análise estatística dos dados

As médias obtidas nos ensaios de dureza Vickers e de rugosidade de superfície foram submetidas à Análise de Variância e ao teste Tukey, em nível de 5 %, considerando os fatores polimento e cerâmica.

5 RESULTADOS

5.1 - Rugosidade Média (μm)

As médias de rugosidade Ra (μm) dos doze tipos de cerâmica, submetidas aos quatro métodos de polimento estão apresentadas na Tabela 1 e Figura 13. Para a condição glazeamento (Grupo G), os menores valores de rugosidade foram obtidos pelas cerâmicas Will Ceram, Vita VM7, VM13 e Vintage Halo que não diferiu estatisticamente da Vita VM9, Vision, IPS d.Sign e Cercon. As maiores médias foram obtidas pelas cerâmicas Finesse, Ceramco, Vision Esthetic e IPS Eris.

Na condição polimento (Grupo P) os menores valores de rugosidade foram obtidos pela VM9, VM13, VM7, IPS Eris, Ceramco e Vintage Halo. As maiores médias de rugosidade foram obtidas por Vision Esthetic, Cercon, Finesse, Vision, IPS d.Sign, Will Ceram, Vintage Halo e Ceramco.

Na condição polimento + glaze (Grupo PG), os menores valores de rugosidade foram obtidos pelas cerâmicas Will Ceram e Vita VM7 que não diferiu da Vision. A rugosidade da Vision foi similar à Ceramco, d.Sign, Vintage Halo, IPS Eris e VM13. Nessa condição, Cercon, Vm9, Vision Esthetic, Finesse, VM13 e IPS Eris obtiveram as maiores médias de rugosidade não diferindo entre si.

Com o polimento + pasta diamantada (Grupo PP), as cerâmicas não apresentaram diferença estatística entre si nos valores de rugosidade Ra ($p < 0,05$).

O polimento + pasta (PP) resultou em menores valores de rugosidade na maior parte das cerâmicas com diferença estatística em Ceramco, Cercon, Finesse, Vision Esthetic e IPS Eris. Esse tratamento foi similar ao glaze (G) nas cerâmicas Vintage Halo, Will Ceram, VM7 e VM13 e similar ao polimento + glaze (PG) nas cerâmicas d.Sign, Vintage Halo, Vision, Will Ceram e VM7. Na cerâmica VM9, a rugosidade do Grupo PP não diferiu do Grupo P, que foi similar ao Glaze (G).

Tabela 1 – Valores médios (μm) de Rugosidade Média (Ra) de doze marcas de cerâmica de cobertura, submetidas aos 4 métodos de polimento (Glaze, Polimento com sistema Shofu, Polimento com sistema Shofu + Glaze, Polimento com sistema Shofu + Pasta Diamantada).

CERÂMICAS	MÉTODOS DE POLIMENTO			
	G	P	PG	PP
FINESSE	0,564 (0,157) a, A	0,477 (0,055) ab, AB	0,359 (0,065) abc, B	0,164 (0,055) a, C
CERAMCO	0,522 (0,114) ab,A	0,331 (0,040) abcd, B	0,220 (0,057) cd, C	0,126 (0,072) a, D
VISION ESTHETIC	0,411 (0,120) abc, A	0,485 (0,087) a, A	0,389 (0,137) ab, A	0,133 (0,028) a, B
IPS ERIS	0,380 (0,124) bc, A	0,321 (0,097) bcd, A	0,305 (0,090) abcd, A	0,188 (0,061) a, B
CERCON	0,366 (0,188) cd, B	0,483 (0,113) ab, A	0,454 (0,170) a, AB	0,197 (0,083) a, C
IPS DSIGN	0,351 (0,144) cd, A	0,424 (0,041) abc, A	0,218 (0,041) cd, B	0,142 (0,047) a, B
VISION	0,309 (0,171) cde, B	0,486 (0,184) ab, A	0,221 (0,209) de, BC	0,122 (0,026) a, C
VITA VM9	0,283 (0,136) cde, B	0,256 (0,048) d, BC	0,420 (0,166) a, A	0,170 (0,040) a, C
VINTAGE	0,242 (0,191) def, B	0,362 (0,071) abcd, A	0,268 (0,221) bcd, B	0,158 (0,057) a, B
VITA VM13	0,215 (0,043) def, AB	0,284 (0,064) cd, A	0,317 (0,131) abcd, A	0,140 (0,041) a, B
VITA VM7	0,187 (0,070) ef, B	0,310 (0,089) cd, A	0,185 (0,078) de,B	0,182 (0,092) a, B
WILL CERAM	0,142 (0,091) f, B	0,409 (0,049) abc, A	0,112 (0,050) e, B	0,114 (0,034) a, B

Médias seguidas por letras distintas minúscula na coluna e maiúscula na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.

Rugosidade Média

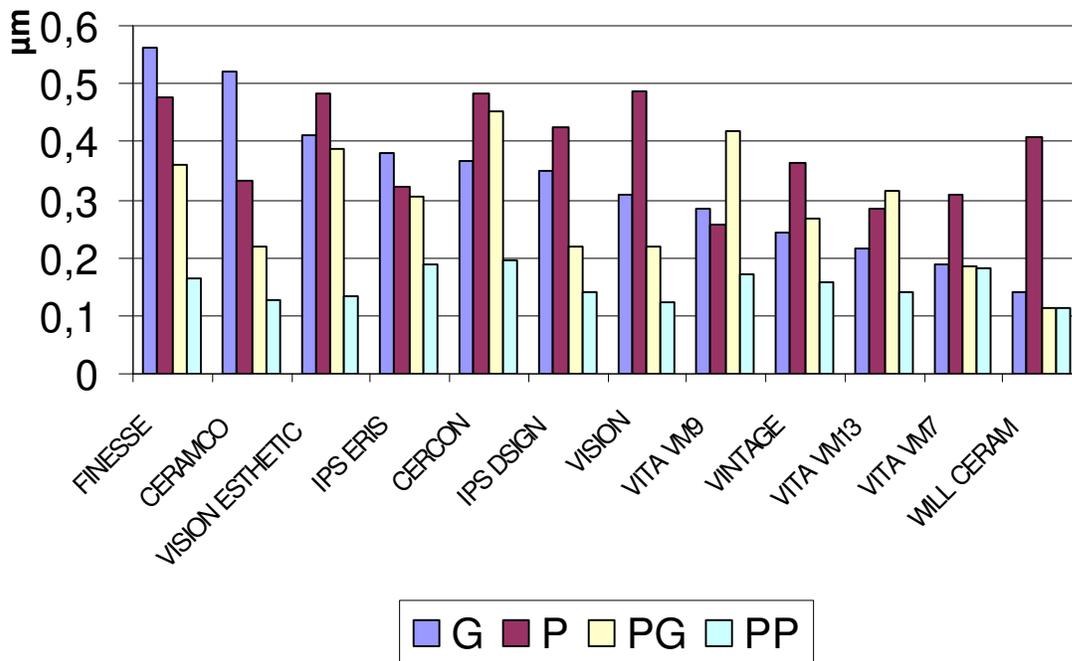


Figura 13 – Ilustração gráfica dos valores médios (μm) de Rugosidade Media (Ra) de doze tipos de cerâmica de cobertura, submetidas aos 4 métodos de polimento: glaze (G), polimento com sistema Shofu (P), polimento com sistema Shofu + glaze (PG) e polimento com sistema Shofu + pasta diamantada (PP).

5.2 - Dureza Vickers

As médias de dureza Vickers dos doze tipos de cerâmica de cobertura, submetidas aos quatro métodos de polimento estão apresentadas na Tabela 2 e Figura 14. Para a condição glazeamento (G), as cerâmicas Vision e Finesse apresentaram os maiores valores de dureza Vickers diferindo estatisticamente de Vision Esthetic, Will Ceram, Cercon e Ceramco que apresentaram os menores valores ($p < 0,05$). Nenhuma diferença estatística foi observada entre a Vision, Finesse, Vintage Halo, Vita VM13, IPS Eris, IPS d.Sign, Vita VM9 e Vita VM7 glazeadas.

Na condição polimento (P), a menor média de dureza foi obtida pela Vintage Halo e VM7 que não diferiu de VM9, IPS Eris e VM13. As maiores médias foram obtidas por IPS d.Sign, Finesse, Vision, Will Ceram, Vision Esthetic, Ceramco, Cercon e VM13.

Na condição polimento + glaze (PG) a menor dureza foi obtida por Cercon e a maior por Finesse, Will Ceram, Ceramco, IPS Eris e VM7. Nessa condição, IPS Eris, Vm7, Vision Esthetic, Vintage Halo, Vision, IPS d.Sign, VM13 e VM9 não diferiram entre si.

Na condição polimento + pasta (PP), Cercon, Vintage Halo, VM9 e Ceramco obtiveram os menores valores de dureza e IPS d.Sign, Finesse, Vision, Will Ceram, IPS Eris, VM7, VM13 e Vision Esthetic os maiores.

Observando a dureza das cerâmicas individualmente, Ceramco, Cercon, Vision, Vision Esthetic e Will Ceram obtiveram médias de dureza menores quando glazeadas. Para IPS d.Sign, as condições polimento + glaze (PG) e glaze (G) apresentaram os menores valores de dureza, já para Vision, os menores valores de dureza foram obtidos para o polimento + glaze (PG), não diferindo as demais condições. A cerâmica Vintage Halo apresentou menor dureza quando polida com ou sem pasta diamantada. As cerâmicas Finesse, VM7, VM9, VM13 e IPS Eris não mostraram diferenças estatísticas na dureza entre os tratamentos de superfície avaliados.

Tabela 2 - Valores médios de dureza Vickers (VHN) de doze marcas de cerâmica de cobertura, submetidas aos 4 métodos de polimento (Glaze, Polimento com sistema Shofu, Polimento com sistema Shofu + glaze, Polimento com sistema Shofu + pasta diamantada).

CERÂMICAS	MÉTODOS DE POLIMENTO			
	G	P	PG	PP
VISION	540,4 (35,26) a,A	567,2 (40,64) ab, A	496,4 (29,64) bcd, B	539,0 (22,41) abc, A
FINESSE	540,2 (55,04) a,A	572,1 (52,59) ab, A	566,8 (37,67) a, A	548,5 (33,31) ab, A
VINTAGE HALO	518,7 (21,57) ab, A	452,4 (65,52) e, B	511,0 (20,30) bcd, A	481,3 (38,17) de, AB
VITA VM13	515,6 (20,96) abc, A	527,9 (29,09) abcd, A	490,8 (24,93) cd, A	516,3 (27,23) abcd, A
IPS Eris	511,8 (15,12) abc, A	520,5 (25,05) bcd, A	523,2 (13,59) abcd, A	534,4 (25,75) abcd, A
IPS DSIGN	506,6 (24,80) abc, B	575,5 (33,24) a, A	493,4 (29,21) bcd, B	556,6 (85,05) a, A
VITA VM9	506,4 (25,49) abc, A	512,0 (43,61) cd, A	478,0 (29,82) d, A	489,8 (27,94) cde, A
VITA VM7	504,5 (34,44) abc, A	480,4 (21,38) de, A	515,7 (30,17) abcd, A	520,9 (45,38) abcd, A
VISION ESTHETIC	484,9 (25,00) bcd, B	557,0 (58,30) abc, A	513,0 (28,76) bcd, B	514,9 (31,45) abcd, AB
WILL CERAM	463,4 (37,81) cd, B	558,9 (27,71) abc, A	545,7 (20,61) ab, A	537,6 (29,78) abc, A
CERCON	447,6 (46,31) d,B	536,4 (39,05) abc,A	363,9 (73,12) e,C	456,1(48,17) e, B
CERAMCO	437,6 (43,75) d, C	548,2 (34,90) abc, A	538,3 (43,43) abc,AB	502,7 (40,55) bcde, B

Médias seguidas por letras distintas minúscula na coluna e maiúscula na linha diferem entre si, em nível de 5% pelo teste de Tukey. Desvio padrão entre parênteses.

Dureza Vickers

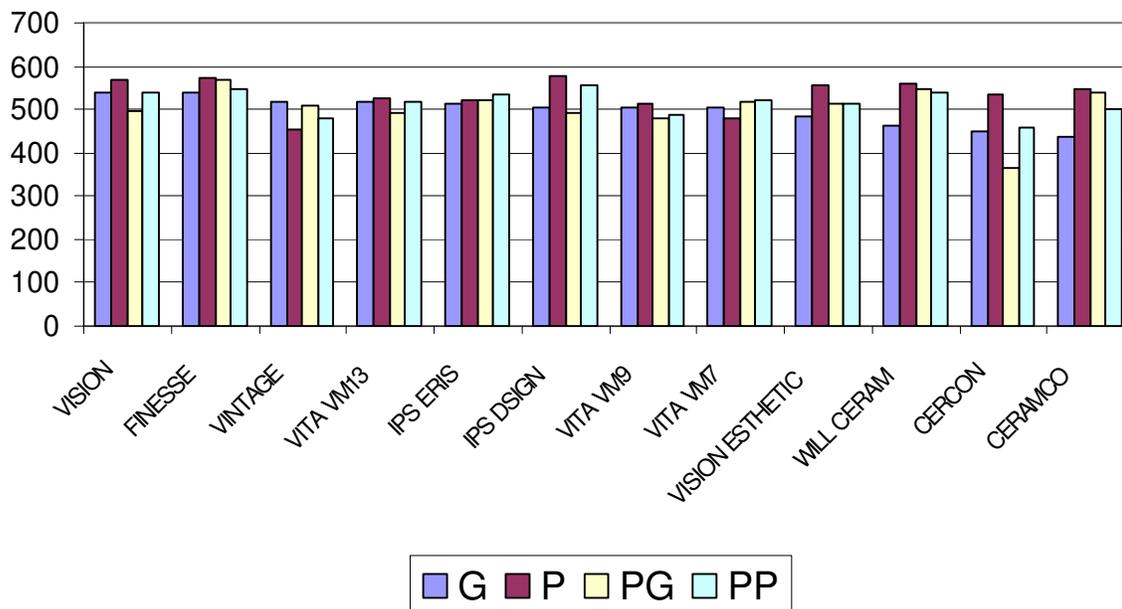


Figura 14 – Ilustração gráfica dos valores médios de dureza Vickers (VHN), de doze marcas de cerâmica de cobertura, submetidas aos 4 métodos de polimento: glaze (G), polimento com sistema Shofu (P), polimento com sistema Shofu + glaze (PG), polimento com sistema Shofu + pasta diamantada (PP).

5.3 - Microscopia Eletrônica de Varredura

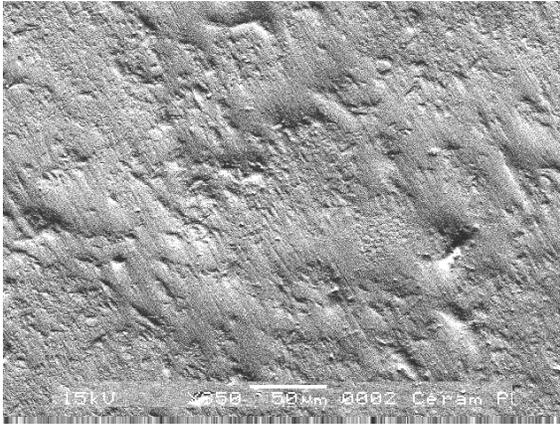


Fig. 15 A - Ceramco/Grupo P.

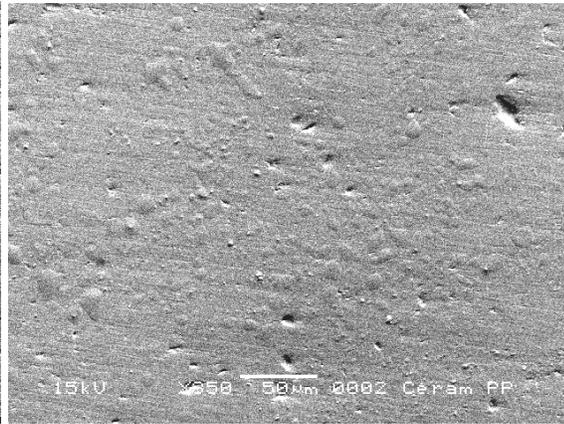


Fig. 15 B - Ceramco/Grupo PP.

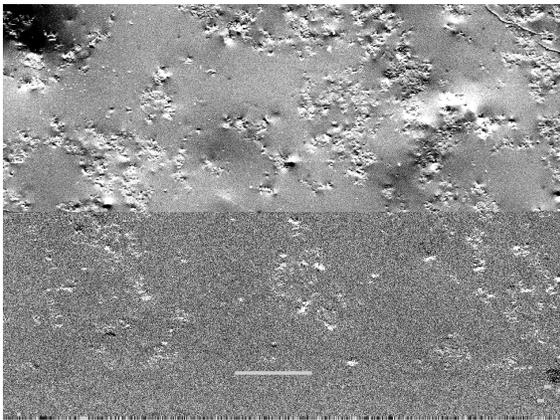


Fig. 16 A - Ceramco/Grupo PG.

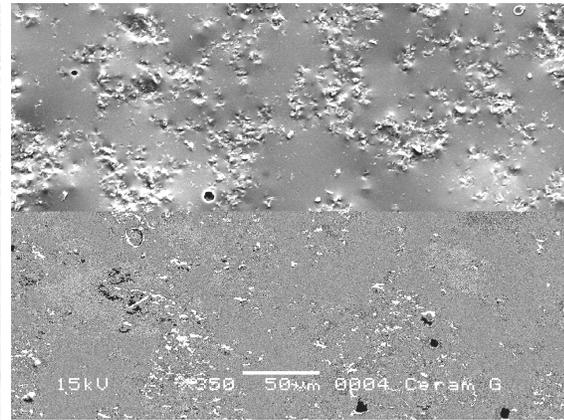


Fig. 16 B - Ceramco/Grupo G.

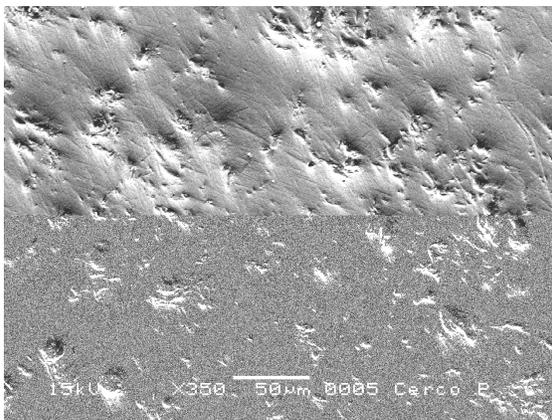


Fig. 17 A - Cercon/Grupo P.

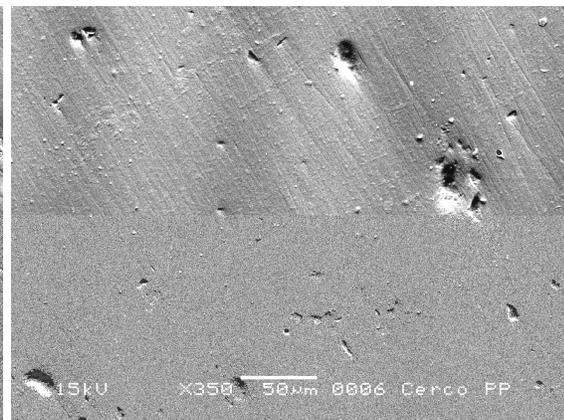


Fig. 17 B - Cercon/Grupo PP.

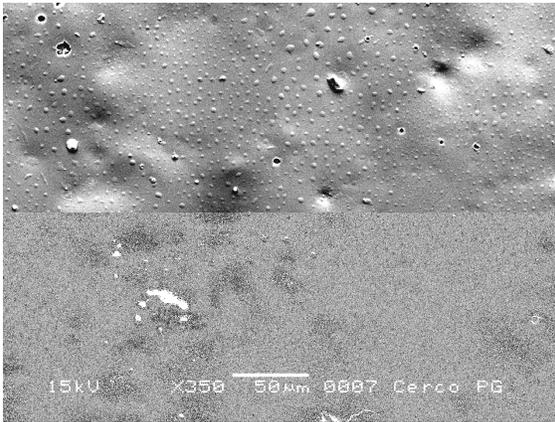


Fig. 18 A - Cercon/Grupo PG.

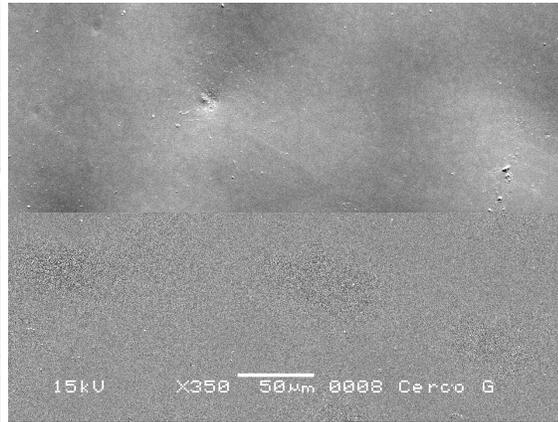


Fig. 18 B - Cercon/Grupo G.

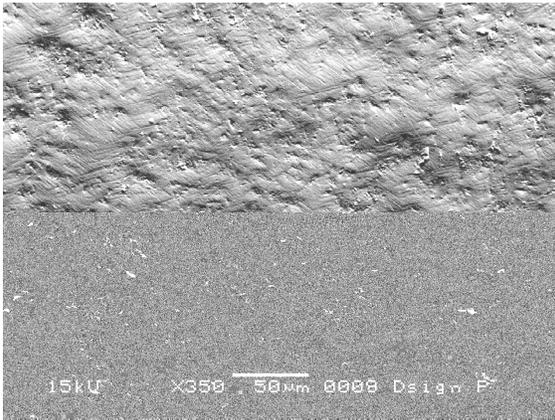


Fig. 19 A – d.Sign/Grupo P.

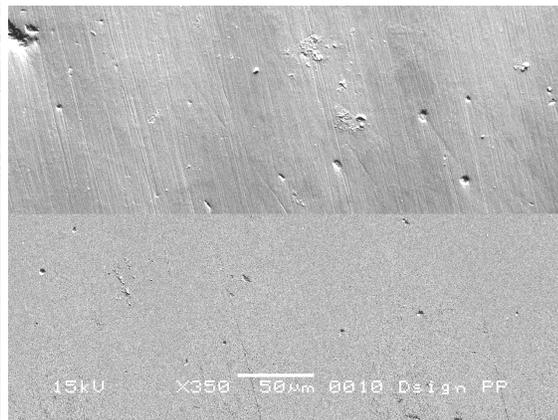


Fig. 19 B – d.Sign/Grupo PP.

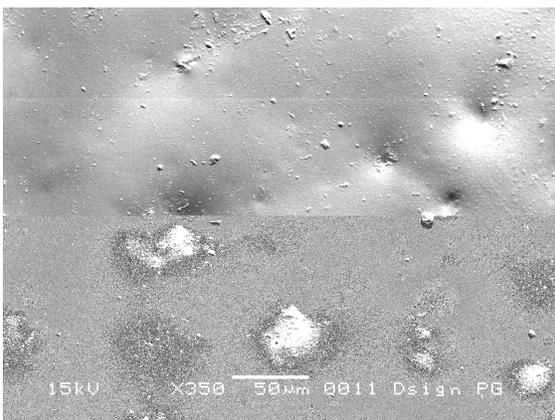


Fig. 20 A – d.Sign/Grupo PG.

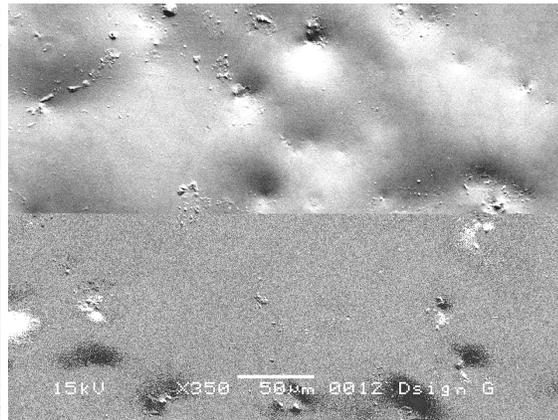


Fig. 20 B – d.Sign/Grupo G.

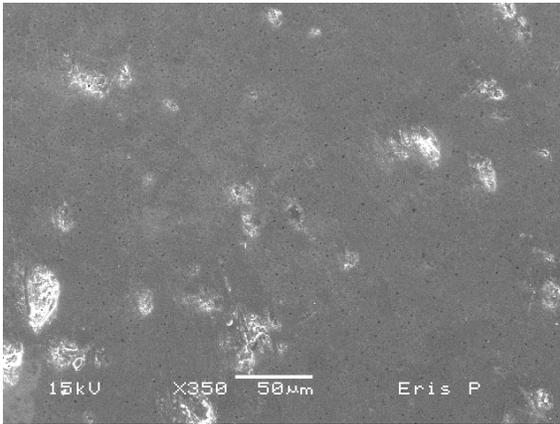


Fig. 21 A - Eris/Grupo P.

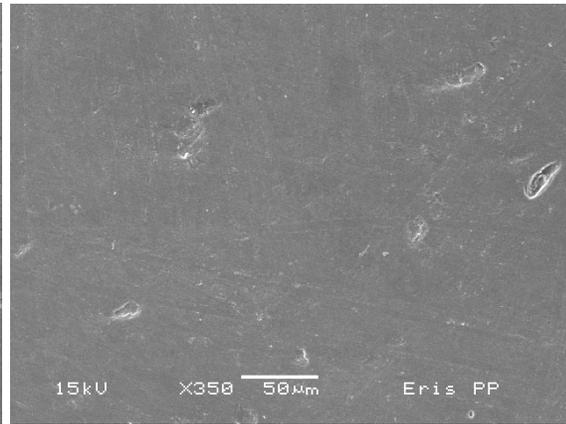


Fig. 21 B - Eris/Grupo PP.

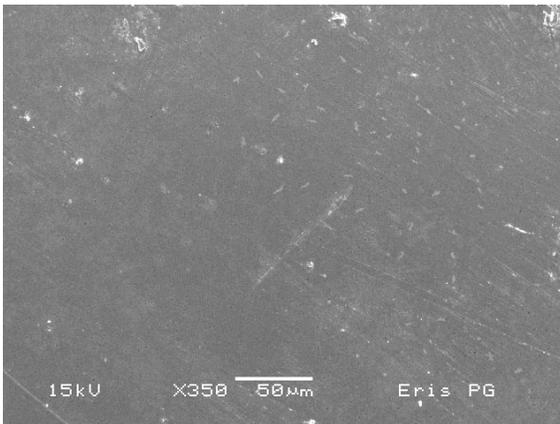


Fig. 22 A - Eris/Grupo P.

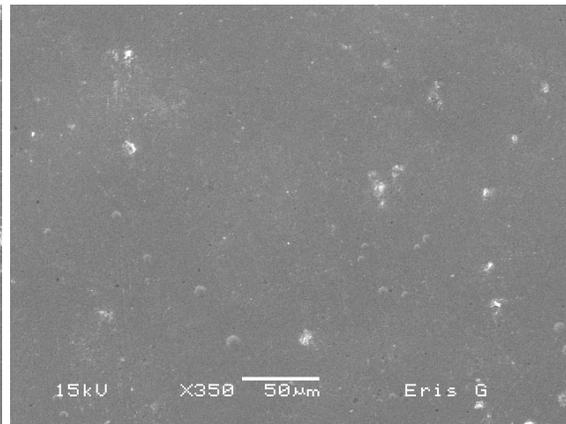


Fig. 22 B - Eris/Grupo G.

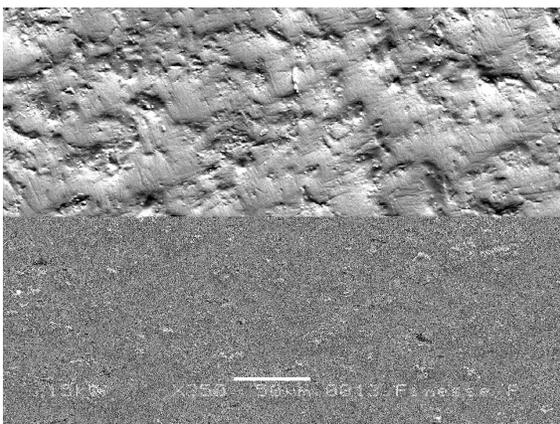


Fig. 23 A - Finesse/Grupo P.

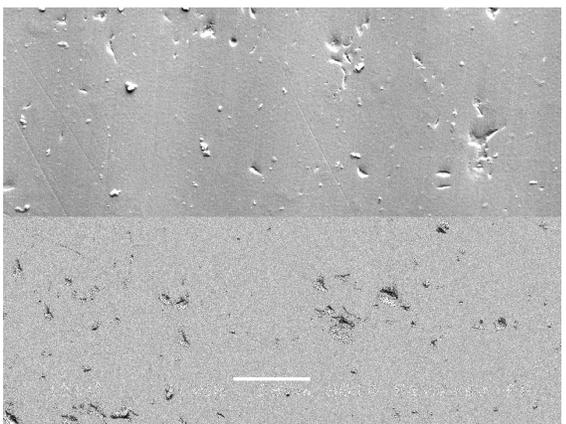


Fig. 23 B - Finesse/Grupo PP.

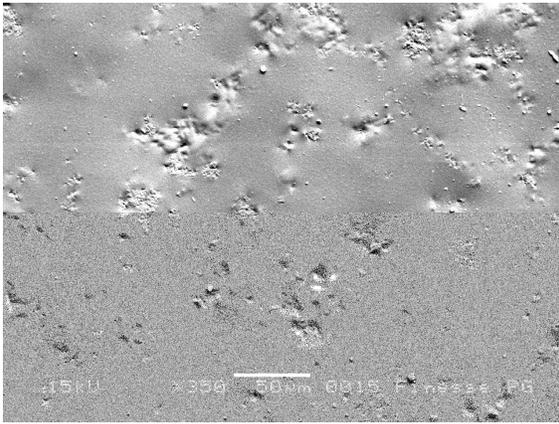


Fig. 24 A - Finesse/Grupo PG.

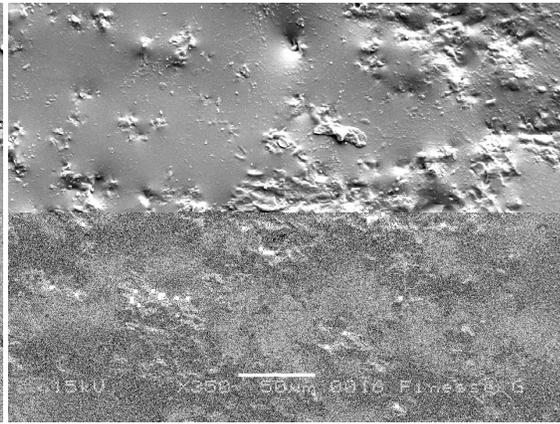


Fig. 24 B - Finesse/Grupo G.

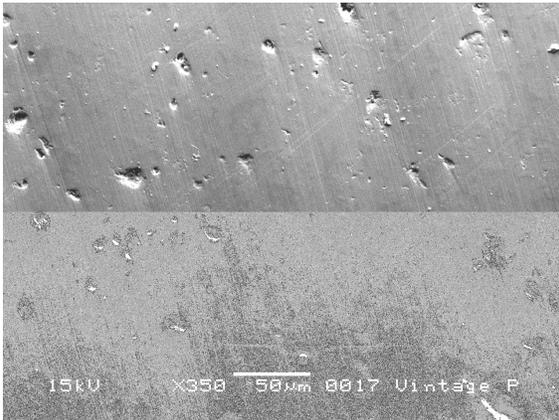


Fig. 25 A - Vintage/Grupo P.

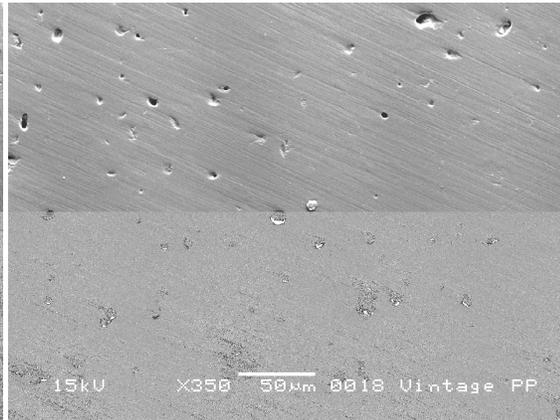


Fig. 25 B - Vintage/Grupo PP.

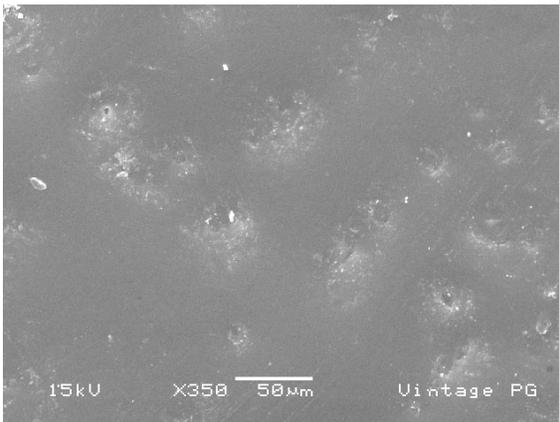


Fig. 26 A - Vintage/Grupo PG.

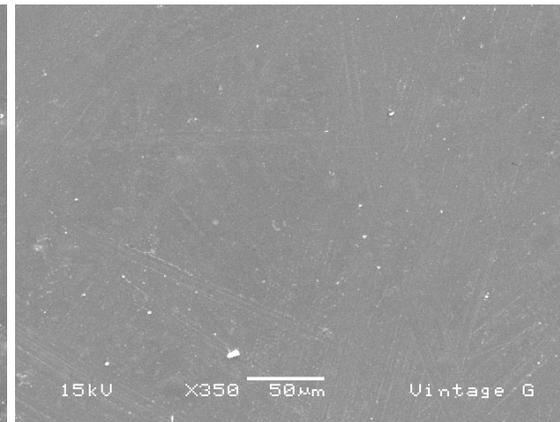


Fig. 26 B - Vintage/Grupo G.

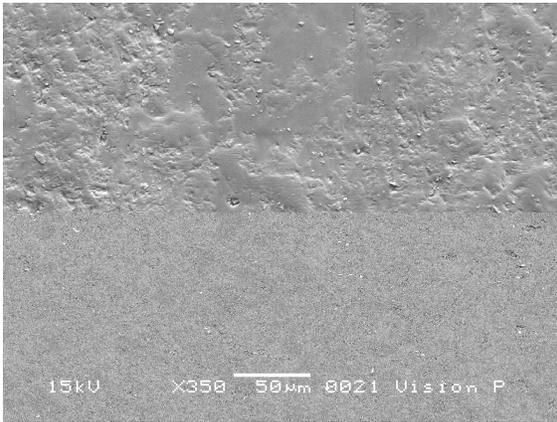


Fig. 27 A - Vision/Grupo P.

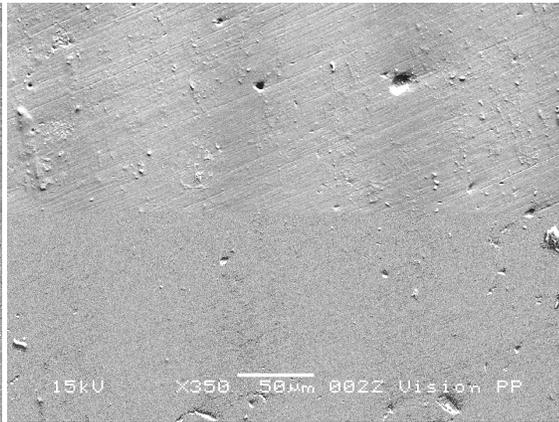


Fig 27 A - Vision/Grupo PP.

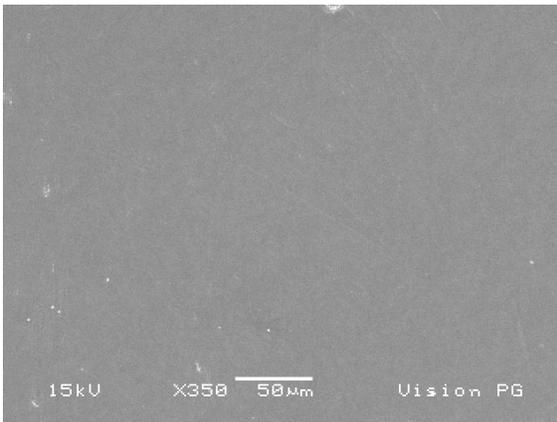


Fig 28 A - Vision/Grupo PG.

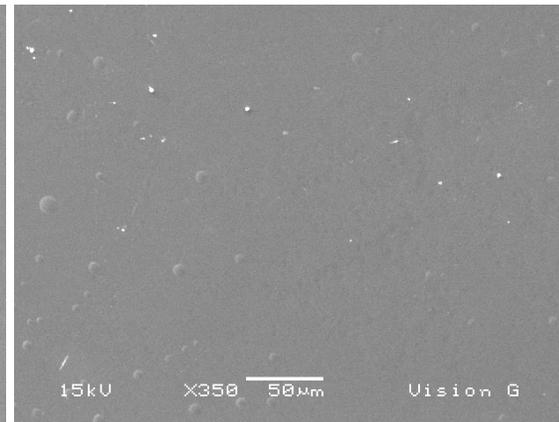


Fig. 28 B - Vision/Grupo G.

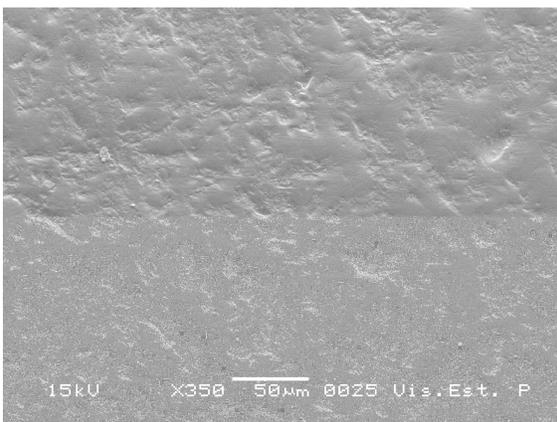


Fig. 29 A – Vision Esthetic/Grupo P.

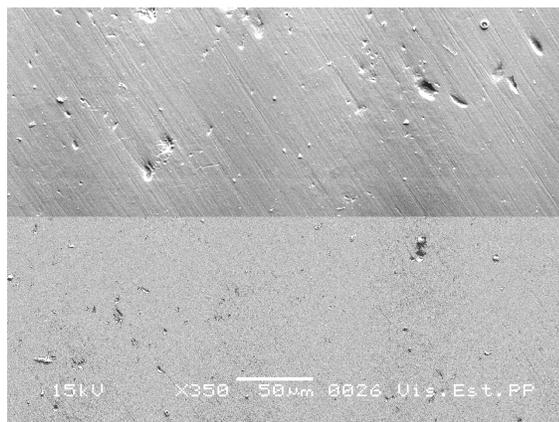


Fig. 29 B - Vision Esthetic/Grupo PP.

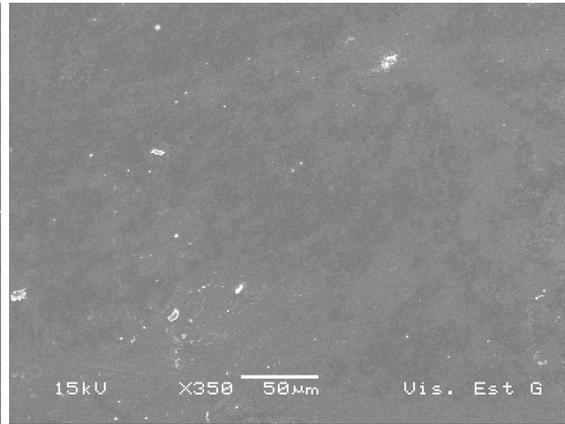
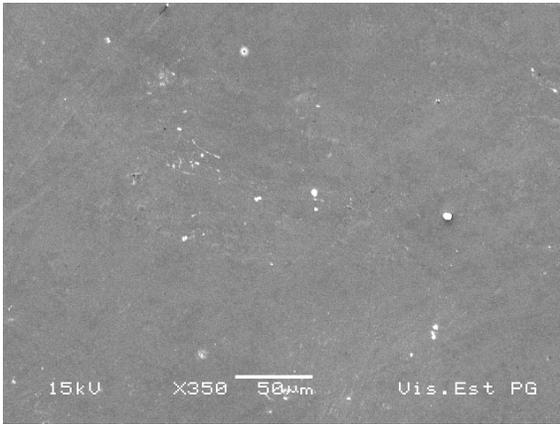


Fig. 30 A - Vision Esthetic/Grupo PG. Fig. 30 B - Vision Esthetic/Grupo G.

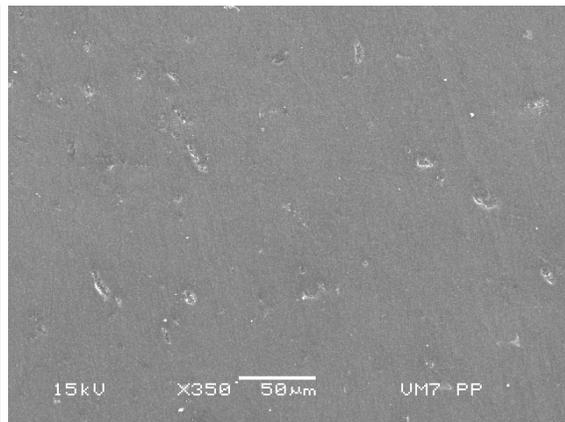
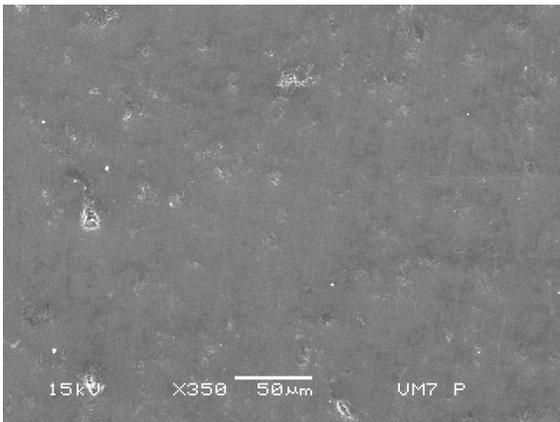


Fig. 31 A - Vita VM7/Grupo P. Fig. 31 B - Vita VM7/Grupo PP.

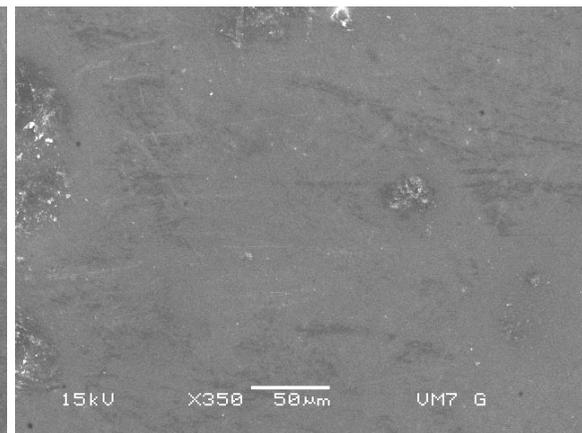
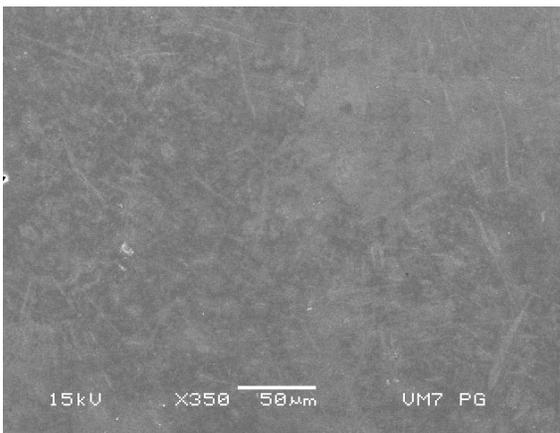


Fig. 32 A - Vita VM7/Grupo PG. Fig. 32 B - Vita VM7/Grupo G.

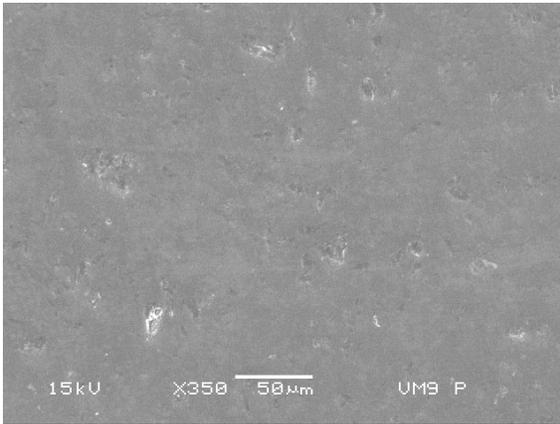


Fig. 33 A - Vita VM9/Grupo P.

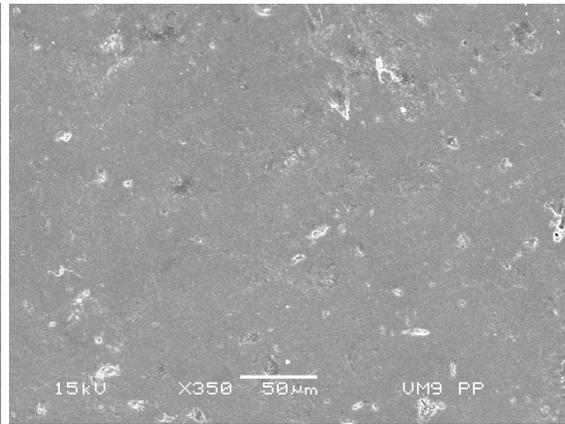


Fig. 33 B - Vita VM9/Grupo PP.

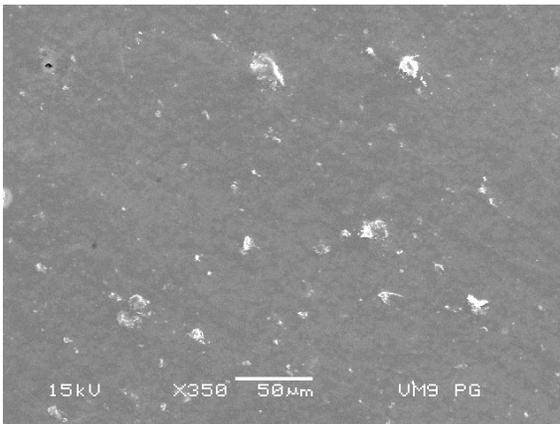


Fig. 34 A - Vita VM9/Grupo PG.

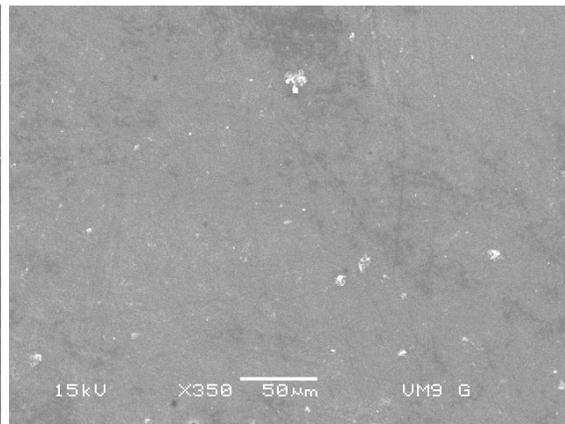


Fig. 34 B - Vita VM9/Grupo G.

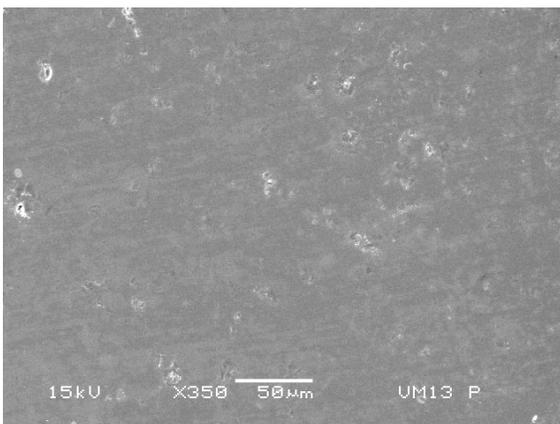


Fig. 35 A - Vita VM13/Grupo P.

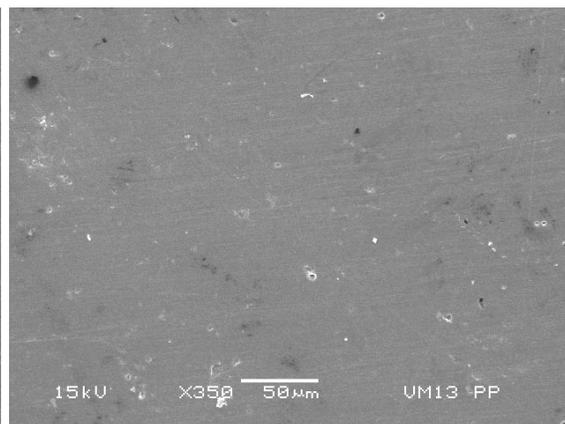


Fig. 35 B - Vita VM13/Grupo PP.

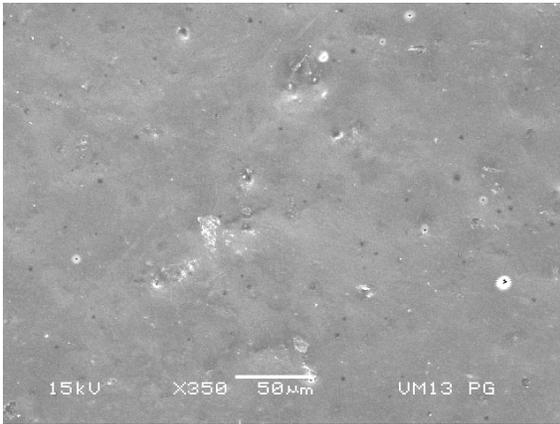


Fig. 36 A - Vita VM13/Grupo PG.

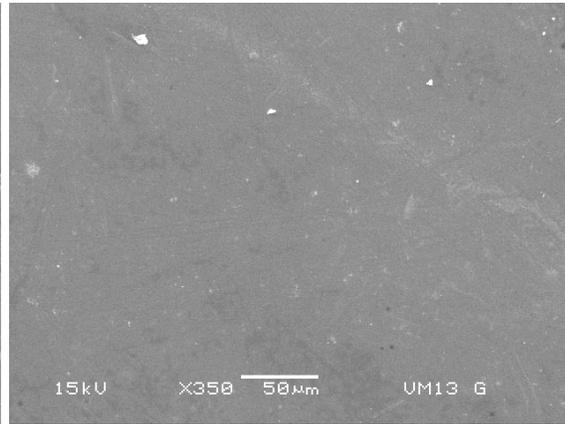


Fig. 36 B - Vita VM13/Grupo G.

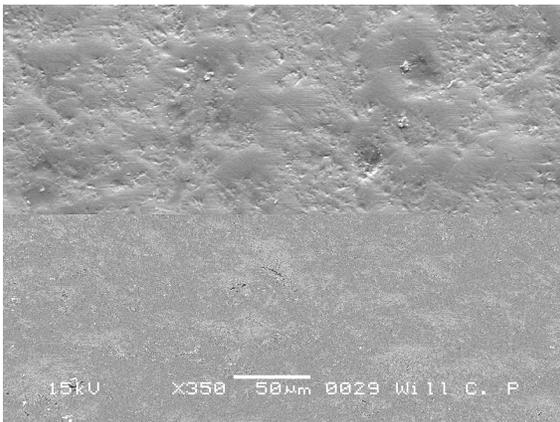


Fig. 37 A - Will Ceram/Grupo P.

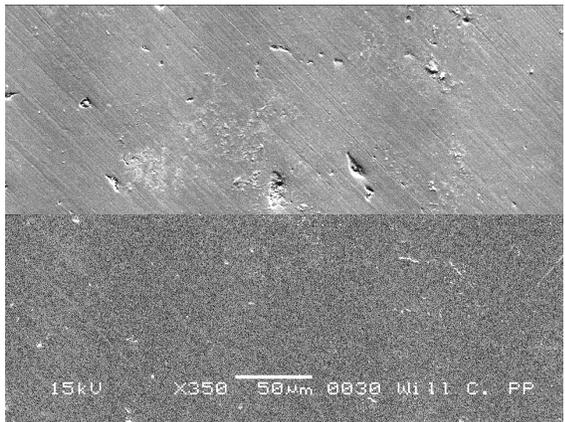


Fig. 37 B - Will Ceram/Grupo PP.

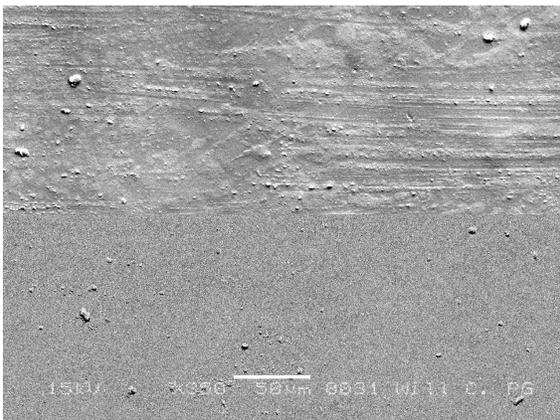


Fig. 38 A - Will Ceram/Grupo PG.

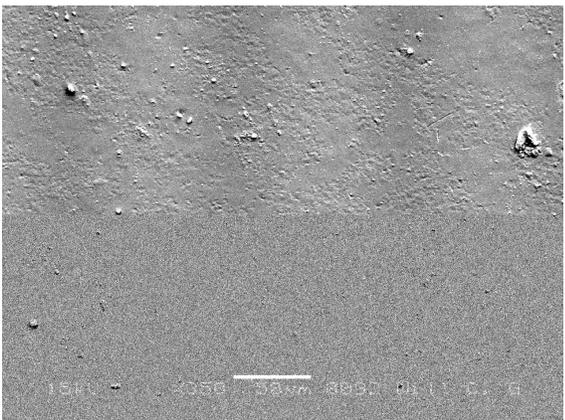


Fig. 38 B - Will Ceram/Grupo G.

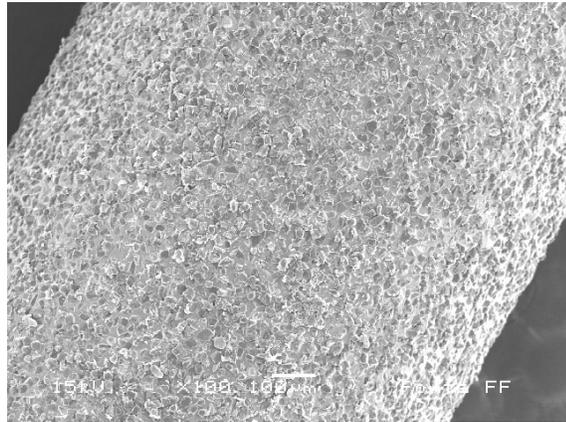
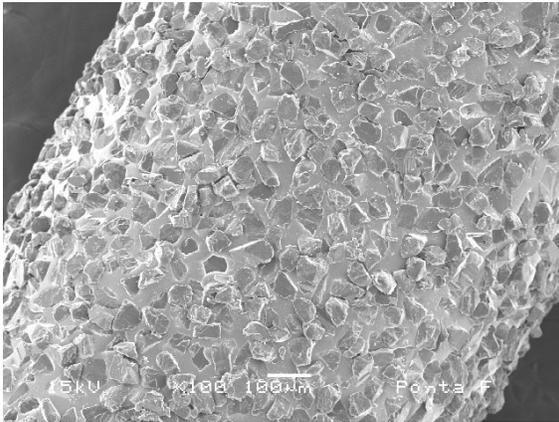


Fig. 39 A – Ponta diamantada 3098 F. Fig. 39 B – Ponta diamantada 3098 FF.

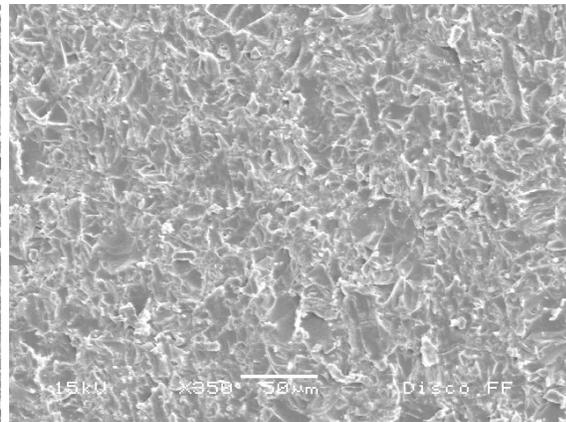
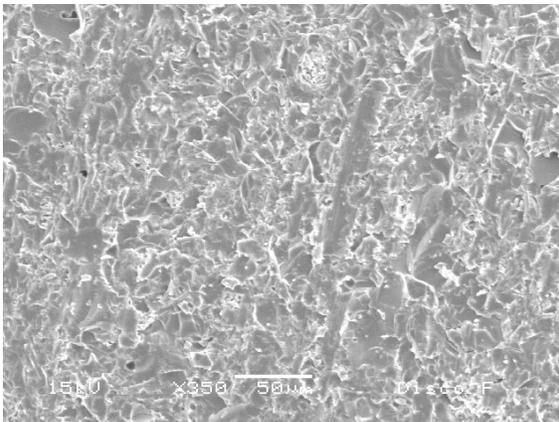


Fig. 40 A – Desgaste com ponta F. Fig. 40 B - Desgaste com ponta FF.

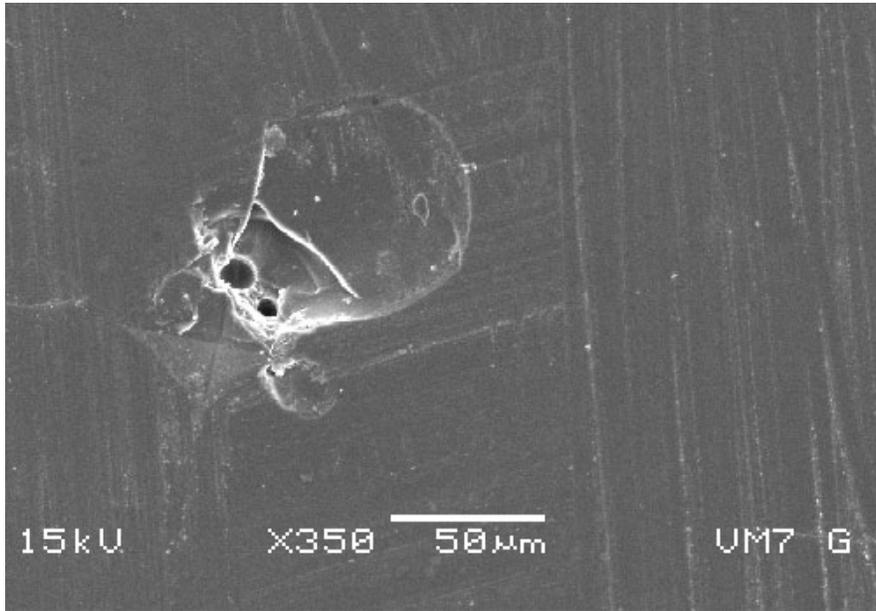


Fig. 41 – Teste de dureza com penetração duvidosa.

6 DISCUSSÃO

As cerâmicas odontológicas de cobertura são materiais vítreos reforçados ou não com partículas cristalinas como quartzo, leucita, alumina e/ou fluorapatita, que possuem dureza e friabilidade elevadas e a tendência de desgastar o esmalte dental antagonista. Mesmo assim, a busca pela aparência natural e estética fizeram das cerâmicas, os materiais de eleição na maioria das reabilitações fixas, em detrimento das ligas metálicas em oclusais, mais compatíveis para o esmalte dental antagonista, conforme recomendado por Li Hong He e M.V. Swain (2007). A evolução dos sistemas de cerâmica pura foi muito rápida e o desenvolvimento de subestruturas cada vez mais resistentes ampliou as indicações desses materiais, que possuem coberturas específicas com temperaturas de sinterização cada vez menores.

A dentição natural, por sua vez, possui composição, dureza e textura de superfície peculiares devido à morfogênese dos prismas de esmalte e, embora essa textura possa também ser simulada pelo técnico em prótese dentária, deve-se tomar cuidado para que as áreas gengivais e oclusais sejam mais lisas quanto possível (Sorensen, 1989). Embora o acúmulo da placa bacteriana nas cerâmicas odontológicas seja um problema relacionado principalmente à técnica de higienização, é importante considerar que uma superfície mais rugosa que $0,2 \mu\text{m}$ (Bollen *et al.*, 1997) proporcionará condições adequadas para o desenvolvimento de cáries e doença periodontal em regiões adjacentes (Quirynen *et al.*, 1990; Kawai *et al.*, 2000).

Sendo a rugosidade superficial variações aritméticas no eixo vertical Z (NBR ISO 4287, 2002), ela funciona como apoio para incrementar forças laterais danosas por fricção durante a mastigação. Dessa forma, o método de acabamento e polimento realizado na cerâmica de cobertura antes da cimentação é um dos procedimentos decisivos no sucesso da reabilitação protética, uma vez que os ajustes anatômicos realizados com pontas diamantadas F e FF promovem

elevada rugosidade superficial (Figuras 40 A e B) e conseqüentemente abrasividade (Monansky e Taylor, 1971; Wiley, 1989). O polimento é de fundamental importância quando ajustes são necessários em próteses cimentadas e pode ainda permitir melhor controle da textura, intensidade e distribuição do brilho quando comparado ao glaze (Rosentiel *et al.*, 1989; Brewer *et al.*, 1990).

Em um estudo *in vitro*, Jagger e Harrison (1994) verificaram que a cerâmica polida promovia menor desgaste no esmalte dental em relação à cerâmica glazeada, recomendando o polimento da restauração após ajuste oclusal em substituição ao reglazeamento. Para Baharav *et al.* (1986), o tratamento de superfície da cerâmica possui fundamental importância na resistência mecânica das cerâmicas de cobertura, pois o polimento e o glazeamento tendem a promover a homogeneização da superfície e a diminuição de falhas superficiais, as quais são fatores predisponentes para o desenvolvimento de trincas, fratura e desgaste. Esses dados possuem relação direta com a rugosidade superficial do material (Koran *et al.*, 1972; Craig *et al.* 1997; O'Brien 1997), ou seja, quanto menor a rugosidade, mais fácil será o deslizamento entre superfícies, e, conseqüentemente, menor o desgaste por abrasão (Ferracane, 1995).

Segundo Sulik e Plekavich (1981), o polimento da cerâmica de cobertura depende do procedimento de condensação que, segundo Gill (1932) possui influência na densidade, translucidez e a resistência das coroas de cerâmica. Palin *et al.* (2001) e Zangh *et al.* (2004) demonstraram a dificuldade de se obter a consistência ideal para alguns tipos de cerâmicas, entretanto utilizaram vibração excessiva durante a condensação, fato que poderia modificar a distribuição ideal das partículas do pó cerâmico. Buscando situação semelhante à prática laboratorial, a manipulação foi baseada na consistência. A aplicação e condensação da cerâmica na matriz metálica simularam a técnica de estratificação convencional, utilizando-se papel absorvente e vibração moderada para remover o excesso de líquido. Os materiais utilizados para ajuste e polimento foram selecionados de acordo com o formato da área (superfície plana) (Newitter *et al.*, 1982), utilizando abrasivos em ordem decrescente de tamanho (Haywood *et*

al., 1988; Paterson *et al.*, 1991; Fuzzi *et al.*, 1996). As pontas diamantadas F (Figura 8 e 39 A) possuíam partículas abrasivas de 45 μm , as FF (Figura 9 e 39 B) de 30 μm , as borrachas de polimento (Figura 10 A) de 22 a 10 μm e a pasta diamantada (Figura 10 B) de 6 μm .

Para Hulterstom e Bergam (1995), o uso da pasta diamantada após o polimento com borrachas abrasivas é desnecessário. Teoricamente, isso foi observado no presente estudo, apenas para a cerâmica microparticulada Vita VM9, que apresentou rugosidade da superfície polida (grupo P) similar às superfícies glazeadas, não apresentando diferença estatística na rugosidade média após o refinamento com pasta diamantada (Grupo PP). Entretanto, como mostra a Figura 13, somente utilizando pasta diamantada é que foi possível um valor de rugosidade inferior a 0,2 μm , mais adequado para prevenir acúmulo de placa bacteriana (Bollen *et al.*, 1997) em regiões críticas.

Rasmussen *et al.* (1997) descreveram sobre a importância da distribuição dos tamanhos das partículas do pó nas propriedades físicas e mecânicas das cerâmicas de cobertura, que segundo os estudos de Sinmazisik e Öveçoglu (2006) variam de 0,5 a 105 μm , com uma média de 19 μm nas cerâmicas da Vita. Em nosso estudo, as cerâmicas VM7, VM9 e VM13, IPS Eris e Finesse não sofreram influência do método de polimento na dureza Vickers. O mesmo foi encontrado por Sasahara (2003) para as cerâmicas Finesse e IPS d.Sign e por Muzilli (2005) para as cerâmicas Finesse e Vision Esthetic. As cerâmicas Vita VM9, VM13, VM7, IPS Eris, Ceramco e Vintage Halo obtiveram os menores valores de rugosidade com o polimento com borrachas abrasivas. Provavelmente esses resultados podem estar associados ao tamanho e distribuição das partículas do pó dessas cerâmicas (Craic e Powers, 2004) e à homogeneidade da estrutura causada pelo melhor empacotamento do pó cerâmico durante o processo de condensação (Palin, 2003). O pó cerâmico com distribuição bimodal ou trimodal tende a produzir melhor acomodação e condensação das partículas produzindo uma cerâmica mais densa e com menor contração de sinterização.

A comparação entre valores obtidos por ensaios de dureza em materiais frágeis realizados em diferentes pesquisas é insegura devido às diferentes cargas, tempos e fórmulas utilizadas. A influência da carga aplicada na dureza Vickers do esmalte humano foi estudada por Park *et al.* (2008) que encontraram menor valor de dureza com o aumento da carga aplicada. Da mesma forma, a dificuldade no entendimento da distribuição das tensões produzidas no ensaio de dureza Vickers em cerâmicas multifásicas, também foi relatada por Li *et al.* (1989), que observaram a influência da carga somente quando valores menores que 3 N foram aplicadas. Quin e Quin (1997) relataram que a energia aplicada acima de 3 N, passa a ser utilizada na formação e propagação de trincas, aliviando a deformação. Por esse motivo, uma carga de 1 kgf (9,8 N), superior ao ponto crítico, foi utilizada no presente estudo, como realizado por Baharav *et al.* (1986), Segui *et al.* (1991), Prösbster *et al.* (1997) e Sasahara (2006).

Como o polimento remove o glaze expondo porosidades (Patterson, 1991) e o número de tratamentos térmicos realizados na cerâmica tende a incrementar a dureza e opacidade (McLean, 1995), o glazeamento não foi realizado previamente ao polimento. Mesmo assim, os resultados mostram que o polimento apenas com borrachas abrasivas foi o tratamento que promoveu as maiores médias de dureza e de rugosidade, com exceção na cerâmica Vintage Halo, que mostrou a menor dureza com a realização do polimento. Embora a Vintage Halo polida tenha apresentado menores valores de rugosidade, na Figura 25 pode ser observada porosidade e isso deve ter influência na dureza Vickers como mostra a Figura 41. De maneira geral, os resultados concordam aos observados por Patterson *et al.* (1991); Borges *et al.* (2002) e Sasahara (2003), os quais mostraram menores valores de rugosidade e dureza do glaze em relação à superfície polida apenas com borrachas abrasivas. Provavelmente devido à composição vítrea do glaze sinterizada sobre a superfície.

No método quantitativo de análise do perfil, a rugosidade é verificada com o rugosímetro, o qual possui uma ponta analisadora (perfilômetro) que percorre perpendicularmente a superfície registrando médias do perfil de rugosidade em

diferentes parâmetros (Whitehead *et al.*, 1995). Os resultados expostos na Tabela 1 e Figura 13 e as Figuras 15 a 38 mostram a importância da utilização de pasta diamantada após polimento com borrachas abrasivas para obtenção de superfícies mais lisas e homogêneas nas restaurações cerâmicas, procedimento já recomendado por Raimondo (1990), Brewer (1990), Scurria e Powers (1994), Ribeiro (1998) e Muzilli *et al.* (2005). Embora Schuh *et al.* (2005) tenham encontrado maior coeficiente de fricção para as amostras polidas com a pasta KG Sorensen (6 μ m), o polimento prévio realizado com discos de papel de SiC em sua metodologia, provavelmente tenha produzido riscos difíceis de serem removidos com a pasta diamantada, como observado por Hulterstrom e Bergan em 1993. O mesmo aconteceu com a cerâmica Symbio no trabalho de Sasahara (2006), que obteve maiores valores de rugosidade, quando o polimento foi realizado com pasta diamantada após os discos de papel abrasivo de SiC.

Bottino *et al.* (2006) encontraram a rugosidade da cerâmica Vitadur-Alpha polida com borrachas abrasivas e pasta diamantada KG Sorensen (1,24 μ m) similar a do glaze (0,94 μ m), utilizando um tempo de 10 segundos em cada etapa de polimento, 3 vezes menor que o utilizado no presente estudo. Em ambos os trabalhos, o método de polimento aconteceu em superfícies planas, e, provavelmente em superfícies onduladas como oclusais, como estudado por Raimondo (1990), exista a necessidade de um tempo ainda maior de polimento para obtenção de resultados similares. Dessa forma, se o elemento cerâmico ainda não foi fixado e regiões onduladas e de difícil acesso estão presentes, provavelmente o glazeamento produza resultados mais satisfatórios que qualquer método de polimento.

Em relação ao glaze, somente as cerâmicas Vintage Halo, Will Ceram, VM7 e VM13 apresentaram rugosidade similar à superfície polida com borrachas abrasivas e pasta diamantada, e as cerâmicas IPS d.Sign e Vision, somente se polidas com o sistema Shofu previamente ao glaze. Segundo os fabricantes, uma alternativa seria aumentar 10 a 20° C na temperatura de glazeamento das cerâmicas com superfície insatisfatória, para obter um melhor escoamento das

partículas de vidro, e conseqüentemente maior lisura. A maior rugosidade das cerâmicas Finesse e Ceramco glazeadas pode ser justificada provavelmente pelo tipo de glazeamento empregado (autoglaze). De acordo com Bargui (1975), a sinterização da pasta de baixa fusão sobre a superfície da cerâmica (overglaze) proporciona superfície mais lisa que o autoglaze, por selar poros e irregularidades superficiais. O polimento prévio ao autoglazeamento dessas cerâmicas também se mostrou eficaz. Por outro lado, o polimento prévio ao glazeamento (grupo PG) aumentou a rugosidade da cerâmica VM9 quando comparada com o glaze (grupo G) assim como encontrado por Sasahara (2006), com a cerâmica Noritake. Dessa forma, o melhor tratamento de superfície pode depender do tipo de cerâmica e do glaze utilizados.

Realizando o polimento previamente ao glaze, houve redução na dureza das cerâmicas Vision e Cercon, que obteve a menor média de dureza encontrada no estudo (363,9), comparável aos valores obtidos para o esmalte dentário (338,62) nos estudos de Schuh (2005). Embora não tenha ocorrido diferença na rugosidade em relação ao glazeamento, como observado com a Vita VM9, as Figuras 18 e 34 sugerem aumento na porosidade, fato que comprometeria as propriedades mecânicas e estéticas. Provavelmente esse procedimento traga efeitos negativos na estrutura superficial das cerâmicas com menor temperatura de fusão, uma vez que, as cerâmicas Cercon, VM9, Vision Esthetic, Finesse, VM13 e IPS Eris apresentaram os maiores valores de rugosidade com esse procedimento. Com exceção da Vita VM9, todas apresentam temperatura de sinterização inferior a 900° C (Quadro II). Mesmo que tenha ocorrido limpeza dos discos previamente à aplicação do glaze, o aumento na quantidade de poros pode estar relacionado com a presença de resíduo de borracha abrasiva na superfície da cerâmica durante o glazeamento, uma vez que os poros expostos pelo desgaste abrasivo tendem a ser preenchidos por esse material durante o polimento.

Segundo Lawn e Marshall (1979), a friabilidade das cerâmicas é diretamente proporcional à dureza e inversamente proporcional à tenacidade de

fratura o que torna importante a realização de procedimentos que reduzam a dureza. O glazeamento mostrou ser eficaz para esse propósito nas cerâmicas Ceramco, IPS d.Sign, Vision Esthetic e Will Ceram, além da vantagem de selar os poros superficiais com sinterização da pasta glazeadora sobre a superfície. Assim como verificado por Ribeiro (1995) e Muzilli (2005), o uso da pasta diamantada após o polimento com borrachas abrasivas promoveu maior lisura, mas no presente estudo também contribuiu para redução da dureza nas cerâmicas Cercon e Ceramco, quando comparada com o polimento apenas com o sistema Shofu.

Como pode ser observada na Figura 2 e Tabela 2, a cerâmica Cercon foi uma das cerâmicas que apresentou os menores valores de dureza, exceto para a condição polimento. De acordo com Derand e Vereby (1999), materiais sem partículas cristalinas como as cerâmicas de cobertura Cercon e Finesse podem exibir menores valores de dureza e fricção. Por outro lado, a cerâmica Finesse, com 7% de leucita e baixa fusão apresentou os maiores valores de dureza em todos os grupos estudados. Resultados similares foram obtidos por Kon *et al.* (1994) que constataram a diminuição da dureza com aumento da dispersão da leucita em diferentes cerâmicas com matriz de vidro de 450 VHN. A média de dureza Vickers geral encontrada em nosso estudo foi de 512,92.

O valor da dureza, entretanto, não é o fator preponderante na escolha de uma cerâmica de cobertura. Fatores como resistência, estética, disponibilidade de recursos, coeficiente de expansão térmica, temperatura de fusão e custo são decisivos para escolha do material. Entretanto, o entendimento dos efeitos dos métodos de polimento na dureza desses materiais é de grande interesse e é pouco estudado. De acordo com Wassel *et al.* (1992), a dureza de um material é a resistência que o mesmo oferece à deformação local e está relacionada com propriedades de resistência, limite de proporcionalidade e ductibilidade. Entretanto, em materiais friáveis, o limite de resistência é atingido antes que ocorra escoamento entre as moléculas e um mecanismo de fratura ocorre durante o ensaio de dureza, e a correlação com o desgaste antagonista ou facilidade de polimento ainda não foi estabelecida (Segui, 1991; Sasahara, 2006).

Os clínicos e os técnicos precisam ser criteriosos no momento de realizar o polimento e/ou glaze, devido à dificuldade em se reestabelecer a superfície adequada. Após a realização dos ajustes anatômicos, o polimento com borrachas abrasivas seguido por pasta diamantada mostrou-se mais eficaz para obter superfícies com lisura satisfatória, com a vantagem de evitar o retorno do trabalho cerâmico ao laboratório de prótese dentária. Desde que não haja comprometimento da integridade estrutural, a obtenção de superfícies oclusais cerâmicas com dureza e friabilidade menores, mais lisas e homogêneas, provavelmente seja o caminho para obtenção de superfícies estéticas mais compatíveis com os dentes naturais antagonistas, como ocorrido com as cerâmicas Cercon, VM9, Ceramco e Vintage Halo polidas com borrachas abrasivas e pasta diamantada que apresentaram menor rugosidade e dureza. Frente às diversas variáveis observadas durante o estudo, pesquisas futuras precisam ser desenvolvidas, com a finalidade de avaliar outros métodos de polimento com materiais com partículas abrasivas ainda menores, outros tipos de cerâmicas disponíveis, outras temperaturas de glazeamento bem como outros parâmetros de rugosidade, correlacionando com a dureza Vickers e com o desgaste produzido no esmalte dental antagonista.

7 CONCLUSÃO

7.1 - Rugosidade Média (Ra)

1 – O método de polimento teve influência na rugosidade média em todas as cerâmicas de cobertura utilizadas. O polimento com o sistema Shofu e pasta diamantada proporcionou as menores médias de rugosidade, que foram similares para todas as cerâmicas.

2 - Dentro da condição glazeamento, as cerâmicas Will Ceram, VM7, VM13 e Vintage Halo apresentaram os menores valores de rugosidade. Os maiores valores de rugosidade foram obtidos pela Finesse, Ceramco e Vision Esthetic.

3 - Dentro da condição polimento + glaze, as cerâmicas Will Ceram, VM7 e Vision apresentaram os menores valores de rugosidade e as cerâmicas Cercon, VM9, Vision Esthetic, Finesse, VM13 e IPS Eris apresentaram os maiores.

4 – Dentro da condição polimento com o sistema Shofu, os menores valores de rugosidade foram obtidos pelas cerâmicas VM9, VM13, VM7, IPS Eris, Ceramco e Vintage Halo. Os maiores valores de rugosidade foram obtidos pela Vision Esthetic, Cercon, Finesse, Vision, IPS d.Sign, Will Ceram, Vintage e Ceramco.

7.2 - Dureza Vickers

1 – O método de polimento teve influência na dureza Vickers em todas as cerâmicas de cobertura utilizadas, com excessão nas cerâmicas Finesse, VM7, VM9, VM13 e IPS Eris.

2 – Dentro da condição glazeamento, Ceramco, Cercon, Will Ceram e Vision Esthetic obtiveram os menores valores de dureza. Os maiores valores foram obtidos por Vision, Finesse, Vintage, VM13, IPS Eris, IPS d.Sign, VM9 e VM7.

3 – Dentro da condição polimento com o sistema Shofu, a cerâmica Vintage Halo e VM7 apresentaram as menores médias de dureza. As maiores médias foram obtidas por IPS d.Sign, Finesse, Vision, Will Ceram, Vision Esthetic, Ceramco, Cercon e VM13.

4 – Dentro da condição polimento + glaze, a cerâmica Cercon obteve a menor média de dureza. As maiores médias foram obtidas pela Finesse, Will Ceram, Ceramco, IPS Eris e VM7.

5 - Na condição polimento + pasta diamantada, as cerâmicas Cercon, Vintage Halo, VM9 e Ceramco apresentaram os menores valores de dureza. Os maiores valores foram obtidas por IPS D.Sign, Finesse, Vision, Will Ceram, IPS Eris, VM7, VM13 e Vision Esthetic.

REFERÊNCIAS*

Adair PJ, Grossman DG. The Castable Ceramic Crown. *Inter J Period Rest Dent.* 1984; 2: 33-45.

Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2003; 31(3): 181-8.

Alkhiary YM, Morgano SM, Giordano RA. Effects of acid hydrolysis and mechanical polishing on surface residual stresses of low-fusing dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2003; 90(2): 133-42.

Al-Wahadni AM, Martinn DM. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *J Oral Rehabil.* 1999; 26: 538-46.

Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res.* 1992; 6: 82-9.

Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips' science of dental materials.* St. Louis: W.B. Saunders; 2003.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. Norma NBR ISO 4287: Especificações geométricas do produto (GPS) – Rugosidade: Método do perfil – Termos, definições e parâmetros da rugosidade. Rio de Janeiro: ABNT; 2002.

Baharav H, Laufer B, Pilo R, Cardash HS. Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(5): 515-9.

Bargui N, Alexander L, Draughin RA. When to glaze – An elétron microscope study. *J Prosthet Dent.* 1976; 35(6): 648-53.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Bargui N, King CJ, Draughin RA. A study of porcelain surfaces as utilized in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 1975; 34(3): 314-9.

Bessing C, Wiktorsson A. Comparison of two different methods of polishing porcelain. Scand J Dent Res. 1983; 91(6): 482-7.

Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. Dent Mater. 1997;13(4):258-69.

Borges GA, Sobrinho LC, Almeida MAB. Avaliação da dureza e rugosidade superficial da cerâmica feldspática glazeada e polida. Rev Odonto Ciência 2002; (37): 302-6.

Bradent Imports. [acesso 2008 dec 24]. Disponível em: <http://www.bradent.com.br/produtos/wohlwend.asp>.

Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglated and polished porcelain surfaces. J Prosthet Dent. 1990; 64(6): 631-4.

Bottino MC, Valandro LF, Kantorski KZ, Bressiani JC, Bottino MA. Polishing methods of an alumina-reinforced feldspar ceramic. Braz Dent J. 2006; 17(4):285-9.

Campbell SD. Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic materials. J Prosthet Dent. 1989; 61(5): 563-8.

Christensen GJ. The use of porcelain-fused-to-metal restorations in current dental practice: a survey. J Prosthet Dent. 1986; 56(1): 1-3.

Craic RG, Powers, JM. Materiais Dentários Restauradores. 11. ed. São Paulo: Editora Santos; 2004.

Degudent. Company History. [acesso 2008 dec 25]. Disponível em: http://www.degudent.com/Company/Company_History.asp.

Dentsply. Centenário Dentsply. [acesso 2008 dec 25]. Disponível em: <http://www.dentsply.es/news/nota16.htm>

Derand P, Vereby P. Wear of low-fusing dental porcelains. J Prosthet Dent. 1999; 81(4): 460-3.

Ferracane JL. Materials in dentistry: principles and applications. Philadelphia: LW e W, 292-311, 1995 *Apud* Borges GA, Sobrinho LC, Almeida MAB. Avaliação da dureza e rugosidade superficial da cerâmica feldspática glazeada e polida. Rev Odonto Ciência 2002; (37): 302-6.

Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. Int J Prosthodont. 1996; 9(5): 452-8.

Gill JR. Methods and results in condensation of dental porcelain. J Am Dent Assoc. 1932: 1147-55.

Gúzman MR. El ultimo alfarero de Medina Sidonia. Revista Puerta del Sol 2002(5). [acesso 2009 jan 3] Disponível em: [URL:http://revistapuertadelsol.zerjio.com/numero5/ocho/ocho.html](http://revistapuertadelsol.zerjio.com/numero5/ocho/ocho.html).

Goldstein GR, Barnhard BR, Penugonda B. Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. J Prosthet Dent. 1991; 65(5): 627-34.

Graig RC, Powers JM. Wear of dental tissues and materials. Int Dent J. 1976; 26(2): 121-33.

Graig RG. Restorative Dental Materials. St. Louis: C. V. Mosley; 1980.

Hacker CH, Wagner WC, Razzoog ME. An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. *J Prosthet Dent* 1996; 75(1): 14-7.

Haywood VB, Heymann HO, Kusy RP, Whitley JQ, Andreus SB. Polishing porcelain veneers: an SEM and specular reflectance analysis. *Dent Mater.* 1988; 4(3): 116-21

Haywood VB, Heymann HO, Scurria MS. Effects of water, speed, and experimental instrumentation on finishing and polishing porcelain intra-orally. *Dent Mater.* 1989; 5(3): 185-8.

He LH, Swain MV. Enamel - a "metallic-like" deformable biocomposite. *J Dent.* 2007; 35(5):431-7.

Hulterstrom AK, Bergman M. Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontol Scand.* 1993; 51(4): 229-34.

Internacional Organization for Standardization. Dental ceramic ISO 6872: 1995 (E) / Amd. 1: 1997 (E). Switzerland: ISO; 1997.

Jacobi R, Shillingburg HTJr, Duncanson MGJr. A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(3): 303-9.

Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent.* 1994; 72(3): 320-3.

Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent.* 2000; 83(6): 664-7.

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996; 75(1): 18-32.

Klausner LH, Cartwright CB, Charbeneau GT. Polished versus autoglazed porcelain surfaces. J Prosthet Dent. 1982; 47(2): 157-62.

Kon M, Kawano F, Asaoka K, Matsumoto N. Effect of leucite crystals on the strength of glassy porcelain. Dent Mater J. 1994; 13(2): 138-47.

Koran A, Craig RG, Tillitson EW. Coefficient of friction of prosthetic tooth materials. J Prosthet Dent. 1972; 27(3): 269-74.

Labordental. História da Shofu. [acesso 2008 dec 24]. Disponível em: <http://www.labordental.com.br/shofu.htm>

Labordental. História da Williams. [acesso 2008 dec 25]. Disponível em: <http://www.labordental.com.br/williamspag.htm>

Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. Oper Dent. 1987; 12(2): 53-78.

Lawn BR, Marshal DB. Hardness, Toughness, and Brittleness: An Indentation Analysis. J Am Ceram Soc. 1979; 62(7-8): 347-50.

Leitão J, Heddahl T. On the measuring of roughness. Acta Odontol Scand. 1981; 40(1): 379-84.

Li Z, Ghsh A, Kobayashi AS, Bradt RC. Indentation fracture toughness of sintered silicon carbide in the Palmqvist regime. J Am Ceram Soc. 1989; 72(6): 904-11.

Liechtenstein: A Modern History. Beattie D; 2004 [acesso 2008 dec 24]. Disponível em: <http://books.google.com/books?id=MhFihFgVO3wC&hl=pt-BR>.

Magne P, Oh WS, Pintado MR, DeLong R. Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. *J Prosthet Dent.* 1999; 82(6): 669-79.

Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent.* 1996; 24(1-2): 141-8.

McLean JW. New dental ceramics and esthetics. *J Esthet Dent.* 1995; 7(4): 141-9.

McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(1): 61-6.

McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J.* 1965; 119(6): 251-67.

Monasky GE, Taylor DF. Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *J Prosthet Dent.* 1971; 25(3): 299-306.

Muzilli M. Influência do tratamento de superfície na rugosidade Ra e dureza Vickers de cerâmicas para cobertura incisal. [Dissertação]. Piracicaba FOP/Unicamp; 2005.

Newitter DA, Schlissel ER, Wolff MS. An avaluation of adjustment and postadjustment finishing techniques on the surface of porcelain-bonded-to-metal crowns. *Oper Dent.* 1982; 48(4): 388-95.

O'Brien WJ. *Dental materials: properties and selection.* Chicago: Quintessence Pub.; 1997.

Palin WM, Fleming GJ, Marquis PM. An evaluation of the technique sensitivity of a hydrothermal low-fusing dental ceramic. *J Dent.* 2001; 29(6): 443-9.

Palin WM, Fleming GJ, Marquis PM. An evaluation of the mechanical properties of 'hydrothermal' dental glass after water immersion and surface polishing. *Dent Mater.* 2003; 19(2): 92-100.

Park S, Quinn JB, Romberg E, Arola D. On the brittleness of enamel and selected dental materials. *Dent Mater.* 2008; Apr 22.

Patterson CJ, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. *J Prosthet Dent.* 1991; 65(3): 383-8.

Pereira SM, Kantorski KZ, Brentel AS, Valandro LF, Bottino MA. SEM analysis of the in situ early bacterial colonization on two novel feldspathic ceramics submitted to different types of glazing. *J Contemp Dent Pract.* 2008; 1;9(2):49-56.

Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 636-45.

Quin JB, Quinn GD. Indentation brittleness of ceramics: a fresh approach. *J Mater Sci.* 1997; 32: 4331-46.

Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol.* 1990;17(3):138-44.

Raimondo RL, Richardson JT, Wiedner B. Polished versus autoglazed dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 1990; 64(5): 553-7.

Rasmussen ST, Ngaji-Okumu W, Boenke K, O'Brien WJ. Optimum particle size distribution for reduced sintering shrinkage of a dental porcelain. *Dent Mater.* 1997;13(1):43-50.

Ribeiro FC. Avaliação da rugosidade da superfície de cerâmicas dentárias frente ao uso de diferentes sistemas de polimento. [Tese]. São Paulo: USP/FO; 1998.

Rizkalla AS, Jones DW. Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. *Dent Mater.* 2004; 20(2): 198-206.

Rosenstiel SF, Baiker MA, Johnston WM. Comparison of glazed and polished dental porcelain. *Int J Prosthodont.* 1989; 2(6): 524-9.

Sasahara RMC. Avaliação da rugosidade superficial, da dureza e da tenacidade à fratura de cerâmicas odontológicas frente ao polimento e ao glaze. [Dissertação]. São Paulo: USP/FO; 2003.

Sasahara RM, Ribeiro Fda C, Cesar PF, Yoshimura HN. Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Oper Dent* 2006; 31(5):577-83.

Schlissel ER, Newitter DA, Renner RR, Gwinnett AJ. An evaluation of postadjustment polishing techniques for porcelain denture teeth. *J Prosthet Dent.* 1980; 43(3): 258-65.

Schuh C, Kinast EJ, Mezzomo E, Kapczinski MP. Effect of glazed and polished surface finishes on the friction coefficient of two low-fusing ceramics. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):245-52.

Scurria MS, Powers JM. Surface roughness of two polished ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 1994; 71(2): 174-7.

Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1995; 74(2): 145-50.

Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. *J Dent Res.* 1991; 70(3): 221-5.

Shortall AC, Hu XQ, Marquis PM. Potencial countersample materials for in vitro simulation wear testing. *Dent Mater.* 2001; 18: 246-54.

Sinmazisik G, Oveçoglu ML. Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *Dent Mater.* 2006;22(8):735-45.

Sorensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent.* 1989; 62(3): 264-9.

Sulik WD, Plekavich EJ. Surface finishing of dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 1981; 46(2): 217-21.

Van Noort R. Introduction to dental materials. London: Mosby; 1994.

Ward MT, Tate WH, Powers JM. Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. *Oper Dent.* 1995; 20(3): 106-10.

Wassel RW, Mccabe JF, Walls AWG. Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent Mater.* 1992; 4: 218-23.

Wiley MG. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. *J Prosthet Dent.* 1989; 61(2): 133-7.

Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil.* 1995; 22(6): 421-7.

Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater.* 1999; 15(2): 79-86.

Wohlwend A, Scharer P, Stub JR. Metal ceramic and full ceramic restorations (1). Quintessenz. 1990; 41(6): 981-91.

Wohlwend A, Strub JR. Metal ceramic and full ceramic restorations (2). Quintessenz.1990; 41(7): 1161-75.

Zalkind M, Lauer S, Stern N. Porcelain surface texture after reduction and natural glazing. J Prosthet Dent. 1986; 55(1): 30-33.

Zhang Y, Griggs JA, Benham AW. Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. J Prosthet Dent. 2004; 91(2): 128-35.

APÊNDICE

Quadro 4 – Resultados individuais de rugosidade média (μm) e dureza Vickers para quatro tratamentos de superfície para CERAMCO.

CERAMCO	Repetições	G	P	PG	PP
Rugosidade Superficial Ra(μm)	1	0,463	0,349	0,288	0,098
	2	0,603	0,307	0,227	0,164
	3	0,617	0,329	0,155	0,102
	4	0,533	0,372	0,156	0,076
	5	0,356	0,302	0,255	0,087
	6	0,589	0,358	0,172	0,074
	7	0,416	0,344	0,155	0,307
	8	0,736	0,339	0,295	0,079
	9	0,47	0,377	0,224	0,101
	10	0,44	0,242	0,275	0,075
Dureza Vickers	1	469,2	574,2	448	485,6
	2	435,6	502,6	548,4	529,8
	3	504,4	536,8	550,8	506,6
	4	470,2	509,6	551,4	564,2
	5	388,8	557	545,4	423,6
	6	438,6	590,4	614,8	505
	7	484,6	539,2	547,6	452,6
	8	406,2	611,8	561,2	528,8
	9	406	534,4	512	500,6
	10	373,2	526,2	503,8	528,4

Quadro 5 – Resultados individuais de rugosidade média (μm) e dureza Vickers para quatro tratamentos de superfície para CERCON.

CERCON	Repetições	G	P	PG	PP
Rugosidade Superficial Ra(μm)	1	0,113	0,722	0,619	0,103
	2	0,502	0,3	0,573	0,142
	3	0,501	0,497	0,242	0,157
	4	0,561	0,366	0,578	0,169
	5	0,267	0,498	0,601	0,17
	6	0,208	0,571	0,245	0,26
	7	0,403	0,504	0,232	0,146
	8	0,648	0,438	0,631	0,157
	9	0,114	0,475	0,48	0,348
	10	0,344	0,464	0,343	0,324
Dureza Vickers	1	426,4	551,6	370	407,4
	2	537,6	570,4	277,8	469,2
	3	390,8	469,4	283,4	463,4
	4	460,8	533,4	411	493,4
	5	416,2	568,4	324,4	513
	6	487,4	556	259,6	493,6
	7	410,4	585,2	421,2	385,8
	8	472,8	474,4	447,2	488,4
	9	402,4	532,8	458,2	378
	10	472,2	523,8	387,2	470,2

Quadro 6 – Resultados individuais de rugosidade média (μm) e dureza Vickers para quatro tratamentos de superfície para IPS DSIGN.

DSIGN	Repetições	G	P	PG	PP
Rugosidade Superficial Ra(μm)	1	0,469	0,437	0,274	0,106
	2	0,632	0,418	0,215	0,183
	3	0,206	0,398	0,217	0,138
	4	0,502	0,463	0,238	0,136
	5	0,219	0,383	0,172	0,107
	6	0,328	0,365	0,238	0,084
	7	0,222	0,395	0,207	0,08
	8	0,385	0,464	0,172	0,201
	9	0,323	0,5	0,167	0,187
	10	0,229	0,422	0,286	0,203
Dureza Vickers	1	520,6	587,6	512,4	555,6
	2	515,8	519	491,6	569
	3	521,2	546	533,6	758
	4	514	608,8	501,6	560,6
	5	518,4	572,4	480,2	548,8
	6	501,6	589,2	508,2	512,6
	7	496	590,2	505,6	536,4
	8	545,4	633	423,2	415,4
	9	470,2	557,2	490,8	523,4
	10	463,4	551,6	485	585

Quadro 7 – Resultados individuais de rugosidade média (μm) e dureza Vickers para quatro tratamentos de superfície para FINESSE.

FINESSE	Repetições	G	P	PG	PP
Rugosidade Superficial Ra(μm)	1	0,526	0,429	0,41	0,242
	2	0,512	0,477	0,431	0,096
	3	0,729	0,442	0,423	0,191
	4	0,845	0,432	0,247	0,17
	5	0,484	0,544	0,354	0,137
	6	0,371	0,408	0,306	0,089
	7	0,6	0,533	0,333	0,261
	8	0,681	0,573	0,449	0,151
	9	0,564	0,486	0,335	0,166
	10	0,331	0,452	0,31	0,137
Dureza Vickers	1	556,6	538,4	547,6	477,8
	2	536	664,6	548,8	544
	3	423	0,584	568,4	572,2
	4	544,6	570,8	550	558,6
	5	644,4	635,8	481,8	568
	6	524,8	590,4	609,4	521,6
	7	524	475,8	591,8	564,6
	8	540,4	540,4	585,2	581,2
	9	582,2	563,6	609	579,2
	10	524,6	557,4	574,8	517,4

Quadro 8 – Resultados individuais de rugosidade média (μm) e dureza Vickers para quatro tratamentos de superfície para IPS ERIS.

IPS Eris	Repetições	G	P	PG	PP
Rugosidade Superficial Ra(μm)	1	0,357	0,398	0,356	0,204
	2	0,318	0,333	0,251	0,081
	3	0,439	0,431	0,226	0,231
	4	0,318	0,239	0,278	0,101
	5	0,215	0,316	0,301	0,156
	6	0,627	0,252	0,220	0,247
	7	0,361	0,236	0,202	0,240
	8	0,299	0,447	0,319	0,163
	9	0,322	0,162	0,475	0,205
	10	0,553	0,404	0,425	0,258
Dureza Vickers	1	529,2	510,8	535,4	558
	2	515,2	528,8	511,4	563
	3	519,6	528,8	515,2	545,2
	4	498,2	502,6	522,2	485
	5	523,4	522,4	542,2	549,2
	6	526,2	551	499,8	502,6
	7	520,6	553,8	538,4	546,8
	8	482	537,8	525,6	551
	9	509,8	470,8	514,4	529,6
	10	497,8	504	531,2	516,8

Quadro 9 – Resultados individuais de rugosidade média (μm) e dureza Vickers para quatro tratamentos de superfície para VINTAGE HALO.

VINTAGE HALO	Repetições	G	P	PG	PP
Rugosidade Superficial Ra(μm)	1	0,120	0,257	0,658	0,108
	2	0,164	0,423	0,199	0,227
	3	0,249	0,323	0,109	0,18
	4	0,465	0,441	0,696	0,132
	5	0,196	0,431	0,165	0,094
	6	0,698	0,364	0,270	0,078
	7	0,116	0,253	0,200	0,208
	8	0,131	0,349	0,093	0,244
	9	0,116	0,34	0,159	0,139
	10	0,174	0,441	0,139	0,178
Dureza Vickers	1	536	495	514,8	470,2
	2	556	361	516,8	445,4
	3	535,6	497,6	532,2	496,4
	4	530,8	420,4	517,8	519,4
	5	519,4	350,2	470	525
	6	517	470	487	482,4
	7	495,4	485	497,4	505,8
	8	492,6	423,4	527,4	501
	9	517,8	565,6	532	473,4
	10	490	458,6	518	397,2

Quadro 10 – Resultados individuais de rugosidade média (μm) e dureza Vickers para quatro tratamentos de superfície para VISION.

VISION	Repetições	G	P	PG	PP
Rugosidade Superficial Ra(μm)	1	0,466	0,501	0,100	0,09
	2	0,135	0,392	0,081	0,118
	3	0,261	0,385	0,194	0,131
	4	0,106	0,409	0,143	0,129
	5	0,253	0,994	0,113	0,125
	6	0,120	0,429	0,764	0,148
	7	0,452	0,498	0,380	0,164
	8	0,578	0,423	0,091	0,141
	9	0,246	0,367	0,182	0,091
	10	0,482	0,471	0,170	0,084
Dureza Vickers	1	513	518	480,6	523,4
	2	512,2	573,4	467,4	560,4
	3	493,8	569,6	544,8	530
	4	583	547,8	531	551,4
	5	543,4	546,4	467,8	539,6
	6	566,4	596	490,6	557,4
	7	557	610,2	474,4	489,8
	8	599,8	572	497	531,2
	9	531,4	504	478,2	545,2
	10	507,4	637,8	536,8	565

Quadro 11 – Resultados individuais de rugosidade média (μm) e dureza Vickers para quatro tratamentos de superfície para VISION ESTHETIC.

VISION ESTHETIC	Repetições	G	P	PG	PP
Rugosidade Superficial Ra(μm)	1	0,222	0,448	0,511	0,116
	2	0,330	0,398	0,410	0,134
	3	0,484	0,401	0,426	0,112
	4	0,332	0,483	0,697	0,205
	5	0,427	0,472	0,323	0,115
	6	0,402	0,569	0,401	0,12
	7	0,383	0,617	0,208	0,154
	8	0,673	0,394	0,304	0,116
	9	0,381	0,451	0,283	0,119
	10	0,484	0,624	0,333	0,143
Dureza Vickers	1	495,6	603	492	514
	2	520,4	560,4	529	537,8
	3	502,4	467,4	559,4	461
	4	461,6	556,8	461,8	512,4
	5	497	515,8	499,4	529,2
	6	481	540,4	526,6	466
	7	432,2	537,2	502,2	511,4
	8	503,2	671	544,2	517,2
	9	473,2	511,2	494,8	563,4
	10	485,8	610,6	524,2	539

Quadro 12 – Resultados individuais de rugosidade média (μm) e dureza Vickers para quatro tratamentos de superfície para VITA VM7.

Vita VM7	Repetições	G	P	PG	PP
Rugosidade Superficial Ra(μm)	1	0,171	0,269	0,096	0,183
	2	0,105	0,386	0,251	0,195
	3	0,266	0,304	0,172	0,137
	4	0,225	0,218	0,133	0,087
	5	0,254	0,447	0,308	0,373
	6	0,239	0,431	0,170	0,293
	7	0,268	0,324	0,219	0,212
	8	0,090	0,169	0,099	0,085
	9	0,121	0,261	0,118	0,104
	10	0,138	0,294	0,291	0,156
Dureza Vickers	1	482,2	477	520,6	496,8
	2	449,2	487	510,2	484,6
	3	502,2	466,8	536,8	484,8
	4	461,4	466,4	439,2	502,6
	5	518,2	503,2	546,8	536,4
	6	505	514	532,4	633,2
	7	501,8	483,6	513	547,8
	8	532,8	499,8	540,6	491,6
	9	531,4	442,8	508	533,6
	10	564,4	467,6	513,4	503,8

Quadro 13 – Resultados individuais de rugosidade média (μm) e dureza Vickers para quatro tratamentos de superfície para VITA VM9.

Vita VM9	Repetições	G	P	PG	PP
Rugosidade Superficial Ra(μm)	1	0,367	0,304	0,347	0,190
	2	0,129	0,294	0,396	0,134
	3	0,480	0,281	0,388	0,182
	4	0,206	0,247	0,157	0,214
	5	0,242	0,312	0,773	0,192
	6	0,097	0,187	0,538	0,117
	7	0,459	0,289	0,547	0,225
	8	0,290	0,171	0,296	0,196
	9	0,171	0,239	0,371	0,126
	10	0,394	0,244	0,396	0,124
Dureza Vickers	1	522,8	519,6	500,8	496,4
	2	525,8	529,2	434,8	479,2
	3	510,2	557,8	453	469
	4	453,2	421,4	482,4	441
	5	515,8	510	488	514
	6	517,2	507,4	486,2	493,2
	7	510,4	544,4	514,6	508,2
	8	537	571,4	437,8	534,2
	9	504	478,6	467,2	505,8
	10	471,4	484,6	519,8	459,4

Quadro 14 – Resultados individuais de rugosidade média (μm) e dureza Vickers para quatro tratamentos de superfície para VITA VM13.

Vita VM13	Repetições	G	P	PG	PP
Rugosidade Superficial Ra(μm)	1	0,180	0,360	0,479	0,127
	2	0,230	0,302	0,337	0,101
	3	0,183	0,192	0,505	0,091
	4	0,319	0,328	0,234	0,169
	5	0,187	0,259	0,127	0,167
	6	0,198	0,253	0,283	0,219
	7	0,203	0,407	0,458	0,111
	8	0,256	0,253	0,343	0,181
	9	0,203	0,263	0,155	0,112
	10	0,192	0,229	0,258	0,131
Dureza Vickers	1	484	486	493,2	530,8
	2	528,4	566,8	486,4	504,4
	3	508,8	529,6	468,2	562,8
	4	521,6	487,2	497,2	551,6
	5	502	532,2	543,8	529,6
	6	529,6	522	468,4	512,8
	7	533	517,6	489	508
	8	492,6	555,6	520,6	507,2
	9	506,4	569,8	462,8	474,4
	10	553,4	516,8	482,6	486,8

Quadro 15 – Resultados individuais de rugosidade média (μm) e dureza Vickers para quatro tratamentos de superfície para WILL CERAM.

WILL CERAM	Repetições	G	P	PG	PP
Rugosidade Superficial Ra(μm)	1	0,093	0,366	0,084	0,08
	2	0,115	0,386	0,099	0,129
	3	0,377	0,476	0,229	0,187
	4	0,124	0,451	0,077	0,119
	5	0,215	0,402	0,073	0,08
	6	0,104	0,402	0,141	0,108
	7	0,134	0,351	0,141	0,083
	8	0,097	0,341	0,083	0,089
	9	0,084	0,455	0,139	0,152
	10	0,08	0,464	0,061	0,117
Dureza Vickers	1	420	571,6	537,8	542,8
	2	427,8	579,2	517,2	516,8
	3	484,8	543,8	518,8	515,4
	4	495,8	522,4	560,2	505,8
	5	448,4	602,2	558,4	596,6
	6	492	558,2	560,6	515
	7	527,2	593	538,4	539
	8	437,4	553,4	581	581
	9	485,2	549,4	556	527,2
	10	419,4	519,4	532,2	540,2

 * SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA *
 * Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado *
 * Tiemi Matsuo *
 * ANALISE DA VARIAVEL RUGOSID - ARQUIVO: MUZILLI *

CODIGO DO PROJETO: MUZILLI

RESPONSAVEL: MUZILLI

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: RUGOSIDADE

TRANSFORMACAO DAS OBSERVACOES SEGUNDO RAIZ(X + 0)

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	MATERIAL
B	POLIME

QUADRO DA ANALISE DE VARIANCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
MATERIAL	11	1.3925659	0.1265969	13.9892	0.00001
POLIME	3	3.4079647	1.1359882	125.5291	0.00001
MAT*POL	33	1.8216529	0.0552016	6.0999	0.00001
RESIDUO	432	3.9094278	0.0090496		
TOTAL	479	10.5316113			

MEDIA GERAL = 0.517955 COEFICIENTE DE VARIACAO = 18.366 %

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	FINESSE	40	0.607925	0.369573	a	A
2	2	CERCON	40	0.593362	0.352079	ab	AB
3	7	V ESTHET	40	0.577454	0.333453	abc	ABC
4	12	IPS ERIS	40	0.536660	0.288004	bcd	ABCD
5	1	CERAMCO	40	0.526181	0.276866	cd	BCDE
6	3	DSIGN	40	0.517775	0.268091	cde	CDE
7	10	VM9	40	0.517141	0.267435	cde	CDE
8	6	VISON	40	0.502859	0.252867	de	CDE
9	5	VINTAGE	40	0.486394	0.236579	de	DEF
10	11	VM13	40	0.479048	0.229487	def	DEF
11	9	VM7	40	0.453832	0.205964	ef	EF
12	8	WILL CER	40	0.416833	0.173750	f	F

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
 D.M.S. 5% = 0.06662 - D.M.S. 1% = 0.07479

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL DENTRO DE GLAZE DO FATOR POLIME

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	FINESSE	10	0.744480	0.554251	a	A
2	1	CERAMCO	10	0.718959	0.516903	ab	AB
3	7	V ESTHET	10	0.635720	0.404139	abc	ABC
4	12	IPS ERIS	10	0.610214	0.372361	bc	ABCD
5	2	CERCON	10	0.583824	0.340850	cd	BCD
6	3	DSIGN	10	0.582142	0.338890	cd	BCD
7	6	VISON	10	0.535874	0.287161	cde	CDE
8	10	VM9	10	0.517227	0.267524	cde	CDE
9	5	VINTAGE	10	0.467072	0.218156	def	DEF
10	11	VM13	10	0.461909	0.213360	def	DEF
11	9	VM7	10	0.425753	0.181266	ef	EF
12	8	WILL CER	10	0.364656	0.132974	f	F

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL DENTRO DE POLIM DO FATOR POLIME

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	7	V ESTHET	10	0.694446	0.482255	a	A
2	2	CERCON	10	0.691085	0.477598	ab	A
3	4	FINESSE	10	0.690053	0.476173	ab	A
4	6	VISON	10	0.689408	0.475283	ab	A
5	3	DSIGN	10	0.650831	0.423581	abc	AB
6	8	WILL CER	10	0.638795	0.408059	abc	AB
7	5	VINTAGE	10	0.599050	0.358861	abcd	AB
8	1	CERAMCO	10	0.575091	0.330729	abcd	AB
9	12	IPS ERIS	10	0.560993	0.314713	bcd	AB
10	9	VM7	10	0.551670	0.304340	cd	AB
11	11	VM13	10	0.530468	0.281396	cd	B
12	10	VM9	10	0.504562	0.254583	d	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL DENTRO DE P+GLAZE DO FATOR POLIME

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	CERCON	10	0.662065	0.438330	a	A
2	10	VM9	10	0.637221	0.406050	a	A
3	7	V ESTHET	10	0.616075	0.379549	ab	AB
4	4	FINESSE	10	0.597505	0.357012	abc	ABC
5	11	VM13	10	0.551939	0.304637	abcd	ABCD
6	12	IPS ERIS	10	0.547335	0.299576	abcd	ABCD
7	5	VINTAGE	10	0.487125	0.237291	bcd	BCD
8	3	DSIGN	10	0.465654	0.216834	cd	CDE
9	1	CERAMCO	10	0.465600	0.216784	cd	CDE
10	6	VISON	10	0.438669	0.192431	de	DE
11	9	VM7	10	0.422312	0.178347	de	DE
12	8	WILL CER	10	0.328959	0.108214	e	E

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL DENTRO DE P+PASTA DO FATOR POLIME

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	CERCON	10	0.436476	0.190512	a	A
2	12	IPS ERIS	10	0.428099	0.183269	a	A
3	9	VM7	10	0.415594	0.172718	a	A
4	10	VM9	10	0.409556	0.167736	a	A
5	4	FINESSE	10	0.399662	0.159730	a	A
6	5	VINTAGE	10	0.392330	0.153923	a	A
7	3	DSIGN	10	0.372473	0.138736	a	A
8	11	VM13	10	0.371878	0.138293	a	A
9	7	V ESTHET	10	0.363574	0.132186	a	A
10	6	VISON	10	0.347484	0.120745	a	A
11	1	CERAMCO	10	0.345072	0.119074	a	A
12	8	WILL CER	10	0.334923	0.112174	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 0.13324 - D.M.S. 1% = 0.14957

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIME

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIM	120	0.614704	0.377861	a	A
2	1	GLAZE	120	0.553986	0.306900	b	B
3	3	P+GLAZE	120	0.518372	0.268709	c	B
4	4	P+PASTA	120	0.384760	0.148040	d	C

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 0.03042 - D.M.S. 1% = 0.03637

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIME DENTRO DE CERAMCO DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	GLAZE	10	0.718959	0.516903	a	A
2	2	POLIM	10	0.575091	0.330729	b	B
3	3	P+GLAZE	10	0.465600	0.216784	c	BC
4	4	P+PASTA	10	0.345072	0.119074	d	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIME DENTRO DE CERCON DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIM	10	0.691085	0.477598	a	A
2	3	P+GLAZE	10	0.662065	0.438330	ab	A
3	1	GLAZE	10	0.583824	0.340850	b	A
4	4	P+PASTA	10	0.436476	0.190512	c	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIME DENTRO DE DSIGN DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIM	10	0.650831	0.423581	a	A
2	1	GLAZE	10	0.582142	0.338890	a	AB
3	3	P+GLAZE	10	0.465654	0.216834	b	BC
4	4	P+PASTA	10	0.372473	0.138736	b	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIME DENTRO DE FINESSE DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	GLAZE	10	0.744480	0.554251	a	A
2	2	POLIM	10	0.690053	0.476173	ab	AB
3	3	P+GLAZE	10	0.597505	0.357012	b	B
4	4	P+PASTA	10	0.399662	0.159730	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIME DENTRO DE VINTAGE DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIM	10	0.599050	0.358861	a	A
2	3	P+GLAZE	10	0.487125	0.237291	b	AB
3	1	GLAZE	10	0.467072	0.218156	b	B
4	4	P+PASTA	10	0.392330	0.153923	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIME DENTRO DE VISON DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIM	10	0.689408	0.475283	a	A
2	1	GLAZE	10	0.535874	0.287161	b	B
3	3	P+GLAZE	10	0.438669	0.192431	bc	BC
4	4	P+PASTA	10	0.347484	0.120745	c	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIME DENTRO DE V ESTHET DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIM	10	0.694446	0.482255	a	A
2	1	GLAZE	10	0.635720	0.404139	a	A
3	3	P+GLAZE	10	0.616075	0.379549	a	A
4	4	P+PASTA	10	0.363574	0.132186	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIME DENTRO DE WILL CER DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIM	10	0.638795	0.408059	a	A
2	1	GLAZE	10	0.364656	0.132974	b	B
3	4	P+PASTA	10	0.334923	0.112174	b	B
4	3	P+GLAZE	10	0.328959	0.108214	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIME DENTRO DE VM7 DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIM	10	0.551670	0.304340	a	A
2	1	GLAZE	10	0.425753	0.181266	b	AB
3	3	P+GLAZE	10	0.422312	0.178347	b	B
4	4	P+PASTA	10	0.415594	0.172718	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIME DENTRO DE VM9 DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	P+GLAZE	10	0.637221	0.406050	a	A
2	1	GLAZE	10	0.517227	0.267524	b	AB
3	2	POLIM	10	0.504562	0.254583	bc	B
4	4	P+PASTA	10	0.409556	0.167736	c	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIME DENTRO DE VM13 DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	P+GLAZE	10	0.551939	0.304637	a	A
2	2	POLIM	10	0.530468	0.281396	a	A
3	1	GLAZE	10	0.461909	0.213360	ab	AB
4	4	P+PASTA	10	0.371878	0.138293	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIME DENTRO DE IPS ERIS DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	GLAZE	10	0.610214	0.372361	a	A
2	2	POLIM	10	0.560993	0.314713	a	A
3	3	P+GLAZE	10	0.547335	0.299576	a	AB
4	4	P+PASTA	10	0.428099	0.183269	b	B

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 0.10537 - D.M.S. 1% = 0.12599

* SANEST - SISTEMA DE ANALISE ESTATISTICA *
* Autores: Elio Paulo Zonta - Amauri Almeida Machado *
* Tiemi Matsuo *
* ANALISE DA VARIÁVEL DUREZA - ARQUIVO: MUZ DURE *

CODIGO DO PROJETO: DUREZA

RESPONSAVEL: MUZILLI

DELINEAMENTO EXPERIMENTAL: DUREZA

OBSERVACOES NAO TRANSFORMADAS

NOME DOS FATORES

FATOR	NOME
A	MATERIAL
B	POLIMENT

QUADRO DA ANALISE DE VARIANCIA

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
MATERIAL	11	313521.0229167	28501.9111742	19.6613	0.00001
POLIMENT	3	93057.1062500	31019.0354167	21.3977	0.00001
MAT*POL	33	346141.6187500	10489.1399621	7.2357	0.00001
RESIDUO	432	626246.7000000	1449.6451389		
TOTAL	479	1378966.4479167			

MEDIA GERAL = 512.927060

COEFICIENTE DE VARIACAO = 7.423

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	FINESSE	40	556.900000	556.900000	a	A
2	6	VISION	40	535.750000	535.750000	ab	AB
3	3	DSIGN	40	533.025000	533.025000	abc	ABC
4	8	WILL CER	40	526.400000	526.400000	bcd	BCD
5	12	IPS ERIS	40	522.475000	522.475000	bcde	BCD
6	7	V ESTHET	40	517.450000	517.450000	bcdef	BCDE
7	11	VM13	40	512.650000	512.650000	bcdef	BCDE
8	1	CERAMCO	40	506.700000	506.700000	cdef	BCDE
9	9	VM7	40	505.375000	505.375000	def	CDE
10	10	VM9	40	496.550000	496.550000	ef	DE
11	5	VINTAGE	40	490.850000	490.850000	f	E
12	2	CERCON	40	451.000000	451.000000	g	F

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 26.66405 - D.M.S. 1% = 29.93174

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL DENTRO DE GLAZE DO FATOR POLIMENT

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	6	VISION	10	540.400000	540.400000	a	A
2	4	FINESSE	10	540.200000	540.200000	a	A
3	5	VINTAGE	10	518.700000	518.700000	ab	AB
4	11	VM13	10	515.600000	515.600000	abc	AB
5	12	IPS ERIS	10	511.800000	511.800000	abc	AB
6	3	DSIGN	10	506.600000	506.600000	abc	ABC
7	10	VM9	10	506.400000	506.400000	abc	ABC
8	9	VM7	10	504.500000	504.500000	abc	ABC
9	7	V ESTHET	10	484.900000	484.900000	bcd	ABCD
10	8	WILL CER	10	463.400000	463.400000	cd	BCD
11	2	CERCON	10	447.600000	447.600000	d	CD
12	1	CERAMCO	10	437.600000	437.600000	d	D

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL DENTRO DE POLIMENT DO FATOR POLIMENT

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	DSIGN	10	575.500000	575.500000	a	A
2	4	FINESSE	10	572.100000	572.100000	ab	A
3	6	VISION	10	567.200000	567.200000	ab	AB
4	8	WILL CER	10	558.900000	558.900000	abc	AB
5	7	V ESTHET	10	557.000000	557.000000	abc	AB
6	1	CERAMCO	10	548.200000	548.200000	abc	AB

7	2	CERCON	10	536.400000	536.400000	abc	ABC
8	11	VM13	10	527.900000	527.900000	abcd	ABC
9	12	IPS ERIS	10	520.500000	520.500000	bcd	ABC
10	10	VM9	10	512.000000	512.000000	cd	BCD
11	9	VM7	10	480.400000	480.400000	de	CD
12	5	VINTAGE	10	452.400000	452.400000	e	D

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL DENTRO DE P+GLAZE DO FATOR POLIMENT

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	FINESSE	10	566.800000	566.800000	a	A
2	8	WILL CER	10	545.700000	545.700000	ab	AB
3	1	CERAMCO	10	538.300000	538.300000	abc	AB
4	12	IPS ERIS	10	523.200000	523.200000	abcd	ABC
5	9	VM7	10	515.700000	515.700000	abcd	ABC
6	7	V ESTHET	10	513.000000	513.000000	bcd	ABC
7	5	VINTAGE	10	511.000000	511.000000	bcd	ABC
8	6	VISION	10	496.400000	496.400000	bcd	BC
9	3	DSIGN	10	493.400000	493.400000	bcd	BC
10	11	VM13	10	490.800000	490.800000	cd	BC
11	10	VM9	10	478.000000	478.000000	d	C
12	2	CERCON	10	363.900000	363.900000	e	D

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE MATERIAL DENTRO DE P+PASTA DO FATOR POLIMENT

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	3	DSIGN	10	556.600000	556.600000	a	A
2	4	FINESSE	10	548.500000	548.500000	ab	AB
3	6	VISION	10	539.000000	539.000000	abc	ABC
4	8	WILL CER	10	537.600000	537.600000	abc	ABC
5	12	IPS ERIS	10	534.400000	534.400000	abcd	ABC
6	9	VM7	10	520.900000	520.900000	abcd	ABC
7	11	VM13	10	516.300000	516.300000	abcd	ABC
8	7	V ESTHET	10	514.900000	514.900000	abcd	ABCD
9	1	CERAMCO	10	502.700000	502.700000	bcd	ABCD
10	10	VM9	10	489.800000	489.800000	cde	BCD
11	5	VINTAGE	10	481.300000	481.300000	de	CD
12	2	CERCON	10	456.100000	456.100000	e	D

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 53.32810 - D.M.S. 1% = 59.86348

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMENT

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIMENT	120	534.041667	534.041667	a	A
2	4	P+PASTA	120	516.508333	516.508333	b	B
3	3	P+GLAZE	120	503.016667	503.016667	c	BC
4	1	GLAZE	120	498.141667	498.141667	c	C

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 12.17462 - D.M.S. 1% = 14.55616

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMENT DENTRO DE CERAMCO DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIMENT	10	548.200000	548.200000	a	A
2	3	P+GLAZE	10	538.300000	538.300000	ab	A
3	4	P+PASTA	10	502.700000	502.700000	b	A
4	1	GLAZE	10	437.600000	437.600000	c	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMENT DENTRO DE CERCON DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIMENT	10	536.400000	536.400000	a	A
2	4	P+PASTA	10	456.100000	456.100000	b	B
3	1	GLAZE	10	447.600000	447.600000	b	B

4	3	P+GLAZE	10	363.900000	363.900000	c	C
---	---	---------	----	------------	------------	---	---

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMENT DENTRO DE DSIGN DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIMENT	10	575.500000	575.500000	a	A
2	4	P+PASTA	10	556.600000	556.600000	a	AB
3	1	GLAZE	10	506.600000	506.600000	b	BC
4	3	P+GLAZE	10	493.400000	493.400000	b	C

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMENT DENTRO DE FINESSE DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIMENT	10	572.100000	572.100000	a	A
2	3	P+GLAZE	10	566.800000	566.800000	a	A
3	4	P+PASTA	10	548.500000	548.500000	a	A
4	1	GLAZE	10	540.200000	540.200000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMENT DENTRO DE VINTAGE DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	GLAZE	10	518.700000	518.700000	a	A
2	3	P+GLAZE	10	511.000000	511.000000	a	A
3	4	P+PASTA	10	481.300000	481.300000	ab	AB
4	2	POLIMENT	10	452.400000	452.400000	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMENT DENTRO DE VISION DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIMENT	10	567.200000	567.200000	a	A
2	1	GLAZE	10	540.400000	540.400000	a	AB
3	4	P+PASTA	10	539.000000	539.000000	a	AB
4	3	P+GLAZE	10	496.400000	496.400000	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMENT DENTRO DE V ESTHET DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIMENT	10	557.000000	557.000000	a	A
2	4	P+PASTA	10	514.900000	514.900000	ab	AB
3	3	P+GLAZE	10	513.000000	513.000000	b	AB
4	1	GLAZE	10	484.900000	484.900000	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMENT DENTRO DE WILL CER DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIMENT	10	558.900000	558.900000	a	A
2	3	P+GLAZE	10	545.700000	545.700000	a	A
3	4	P+PASTA	10	537.600000	537.600000	a	A
4	1	GLAZE	10	463.400000	463.400000	b	B

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMENTDENTRO DE VM7 DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	P+PASTA	10	520.900000	520.900000	a	A
2	3	P+GLAZE	10	515.700000	515.700000	a	A
3	1	GLAZE	10	504.500000	504.500000	a	A
4	2	POLIMENT	10	480.400000	480.400000	a	A

 TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMENT DENTRO DE VM9 DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIMENT	10	512.000000	512.000000	a	A
2	1	GLAZE	10	506.400000	506.400000	a	A
3	4	P+PASTA	10	489.800000	489.800000	a	A
4	3	P+GLAZE	10	478.000000	478.000000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMENT DENTRO DE VM13 DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	POLIMENT	10	527.900000	527.900000	a	A
2	4	P+PASTA	10	516.300000	516.300000	a	A
3	1	GLAZE	10	515.600000	515.600000	a	A
4	3	P+GLAZE	10	490.800000	490.800000	a	A

TESTE DE TUKEY PARA MEDIAS DE POLIMENT DENTRO DE IPS ERIS DO FATOR MATERIAL

NUM.ORDEM	NUM.TRAT.	NOME	NUM.REPET.	MEDIAS	MEDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	4	P+PASTA	10	534.400000	534.400000	a	A
2	3	P+GLAZE	10	523.200000	523.200000	a	A
3	2	POLIMENT	10	520.500000	520.500000	a	A
4	1	GLAZE	10	511.800000	511.800000	a	A

MEDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NIVEL DE SIGNIFICANCIA INDICADO
 D.M.S. 5% = 42.17414 - D.M.S. 1% = 50.42403