

RAFAEL MOURA JORGE

**RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE E RESISTÊNCIA FLEXURAL DO IPS
EMPRESS 2 SUBMETIDA A SEIS TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE**

CURITIBA

2007

RAFAEL MOURA JORGE

**RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE E RESISTÊNCIA FLEXURAL DO IPS
EMPRESS 2 SUBMETIDA A SEIS TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Danilo Biazetto de Menezes Caldas
Co-orientador: Prof. Dr. Janaína Bertoncelo de Almeida

CURITIBA

2007

“Jamais considere seus estudos como uma obrigação, mas como uma oportunidade invejável para aprender a conhecer a influência libertadora da beleza do reino do espírito, para seu próprio prazer pessoal e para proveito da comunidade à qual seu futuro trabalho pertencer.”

Albert Einstein (1879-1955)

A Deus,

“Obrigado meu Deus, pois me permites o ensejo de, sob tua assistência, vivenciar este instante. Que ele me sirva de incentivo para uma evolução mais rápida, para me fazer melhor, mais paciente, tolerante e fraterno. Que graças a ele, eu possa me fazer digno de quem sou. “

Prece de Agradecimento

A meus pais Valter e Dirce

Vocês são um dos grandes responsáveis por essa minha conquista, pois o apoio, a compreensão e o incentivo foram essenciais nessa minha jornada. Sem o amor e a dedicação de vocês eu nada seria. Com carinho e gratidão,

DEDICO.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, prof. DANILO, pelo exemplo de trabalho, dedicação e responsabilidade. Obrigado por estar comigo nesta caminhada, por ser cúmplice nas idéias e pela paciência e confiança em mim depositada. Sua determinação e apoio foram essenciais para que eu conseguisse vencer os obstáculos enfrentados nessa jornada. Ter você como meu orientador me proporcionou grande crescimento profissional e amadurecimento pessoal. Minha eterna gratidão, admiração e respeito!

“ Afeto e reciprocidade são particularidades que vivem no coração de cada um.

Mais importante que a forma de expressar os sentimentos bons, é a grandeza

que existe num ato de amor. É neste ato, seja ele qual for,

certamente sempre existirão os três requisitos básicos:

RESPEITO, CONFIANÇA e ADMIRAÇÃO.”

Autor desconhecido.

A minha co-orientadora, prof. Janaina, pela competência, generosidade e importante contribuição neste trabalho. Obrigado pela paciência e por estar sempre disposto a ajudar e a compartilhar o seu conhecimento. Minha admiração é pela profissional e pela pessoa que você sempre demonstrou ser, sábia e humilde. Obrigado por tudo!

SABEDORIA

*Não é matéria de nenhuma faculdade humana,
Nasce da vontade da alma de avançar e crescer
nas linhas do conhecimento e da verdade,
Desabrocha facilmente no coração, se deixa
encontrar com leveza; E quem nela se agarra,
se embriaga no vinho do amor e embriagado,
cambaleia de felicidade e vive feliz consigo e com os outros.*

Luiz Poetista

A minha irmã **Josiane** que me apoiou desde o início, sempre me incentivando e me auxiliando em todos meus atos. Você além de irmã, acima de tudo é minha amiga e confidente, e sei que você estará ao meu lado em qualquer momento que eu precisar. Admiro-te muito, por sua sabedoria e paciência. Obrigado por tudo! Espero que possamos estar sempre juntos, mesmo quando distante e em caminhos diferentes.

*“Nossa meta não é transformarmo-nos,
É conhecermos um ao outro e aprender a ver e respeitar no outro
O que ele é: o oposto de nós e nosso complemento.”*

Hermann Hesse

AGRADECIMENTOS

A todos os professores que estiveram comigo nessa caminhada. Compartilhando seus conhecimentos, me ensinando a valorizar detalhes, colaborando com seus valiosos e essenciais ensinamentos. Obrigado pela dedicação, pela paciência, pelo incentivo, pelos créditos em mim depositados. Obrigado pelo exemplo de profissionalismo. Muito obrigado a todos!

*“Ser professor é construir castelos.
Não só castelos mágicos, belos e grandiosos,
Mas castelos fortes, com bases firmes.
Capazes de resistir ao tempo, as tempestades;
As guerras, aos conflitos.*

*É ser capaz de enxergar longe,
Ver além do que se possa imaginar.
É sentir e esperar sempre;
Que tudo embora não seja perfeito,
Transforma-se em coisas belas,
Significantes e edificantes.*

*Ser professor é acalantar sonhos;
Realizar desejos, mostrar caminhos.
Partilhar alegrias.
Conviver com as tristezas;
Transformar planos em realidade.*

É ver nas entrelinhas;

*Buscar o que está lá no fundo guardado;
Trancado, acanhado e transforma-lo
Em grandes realizações e conquistas.*

*O professor semeia e constrói um mundo;
De magia, beleza e conhecimento;
Tornando-se imortal para aqueles
Com que convive.”
Conceição Chaves*

A toda **minha família** pelo amor, pela confiança e acima de tudo pelo apoio e incentivo, que são fundamentais para as minhas vitórias.

A **todos os colegas** do Curso de Pós-Graduação, pela amizade, momentos compartilhados e conhecimentos adquiridos em grupo.

A **todos os meus amigos e amigas**, que sempre estiveram comigo, torcendo, vibrando pelas minhas conquistas. Dedicando a mim carinho e amizade.

“A glória da amizade não é uma mão estendida, nem um sorriso amável, nem a sorte da companhia; é a inspiração espiritual que chega quando você descobre que alguém acredita em você e que está disposto a lhe confiar sua amizade.”

Ralph W. Emerson

Aos **funcionários do Curso de Odontologia da PUCPR**, pelo profissionalismo e dedicação que tornam possível o trabalho em laboratórios e clínicas.

Aos técnicos dos laboratórios **Marcão** (FOP – Unicamp) e **Alyson** (Puc-pr) que pela solidariedade, disposição e boa vontade na realização deste trabalho.

A **Pontifícia Universidade Católica do Paraná** por ter lapidado minha personalidade transformando-me em um cidadão mais consciente na busca pelo conhecimento.

SUMÁRIO

1	PÁGINA TÍTULO.....	01
2	RESUMO.....	02
3	INTRODUÇÃO.....	03
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	05
5	RESULTADOS.....	10
6	DISCUSSÃO.....	13
7	CONCLUSÃO.....	17
8	REFERÊNCIAS.....	18
9	ARTIGO EM INGLÊS.....	21
10	APÊNDICE	
	I. GRÁFICOS ADICIONAIS.....	40
	II. PREPARO DOS ESPÉCIMES.....	44
	III. RESUMO DAS LITERATURAS UTILIZADAS NA DISCUSSÃO.....	52
	IV. FOTOMICROGRAFIAS.....	65
11	ANEXO.....	68

1 PÁGINA TÍTULO

Rugosidade de superfície e resistência flexural do IPS Empress 2 submetida a seis tratamentos de superfície

RAFAEL MOURA JORGE

Cirurgião-dentista graduado pela PUCPR

Aluno de pós-graduação da PUCPR – Mestrado em Odontologia – Área de concentração Dentística

Rua Imaculada Conceição, 1155 – Prado Velho – CEP 80915-901

CURITIBA - Paraná – Brasil

Telefone comercial: (41) 3271-1637

Telefone celular: (41) 9632-6956

Fax: (41) 3271-1405

E-mail: rafamj@hotmail.com

DANILO BIAZETTO DE MENEZES CALDAS

Mestre em Dentística pela Indiana University School of Dentistry

Doutor em Materias Dentários pela FOP-UNICAMP

Professor de Pós-graduação da PUCPR – Mestrado em Odontologia - Área de concentração Dentística

Rua Imaculada Conceição, 1155 – Prado Velho – CEP 80915-901

CURITIBA - Paraná – Brasil

Telefone comercial: (41) 3271-1637

Fax: (41) 3271-1405

E-mail: danilocaldas@hotmail.com

2 RESUMO

Objetivo: Avaliar a rugosidade média de superfície (Ra) e resistência flexural (Rf) de uma cerâmica reforçada por disilicato de lítio submetida a seis diferentes tratamentos. **Materiais e Métodos:** 150 espécimes da cerâmica IPS Empress 2 foram fabricados seguindo as orientações do fabricante e de acordo com a ISO (6872). Seis grupos foram formados com os corpos de prova cerâmicos: polido sem tratamento adicional (p n=25), polido mais tratamento com ácido fluorídrico 10% por 20 segundos (pa n=25), polido mais jateamento com óxido de alumínio partículas de 50 µm (pj n=25), não polido sem tratamento adicional (np n=25), não polido mais ácido fluorídrico 10% por 20 segundos (npa n=25) e não polido mais jateamento com óxido de alumínio partículas de 50 µm (npj n=25). **Resultados:** O grupo P obteve maior resistência e menor rugosidade comparados com o grupo NP. Para Ra (µm) nos subgrupos, o p diferiu do pa e pj. O pa e pj não diferiram significativamente entre si. O np diferiu do npa e não diferiu do npj. O npa e npj não diferiram significativamente entre si. Para Rf (MPa) tanto para o grupo P quanto para o grupo NP, os subgrupos não diferiram significativamente entre si. **Conclusões:** O aumento da rugosidade diminuiu a resistência flexural da cerâmica. O jateamento e o condicionamento ácido aumentaram a rugosidade da cerâmica polida e o ácido fluorídrico diminuiu a rugosidade das não polidas.

Palavras-chaves: cerâmicas dentais, resistência flexural, rugosidade, jateamento, condicionamento ácido.

3 INTRODUÇÃO

A utilização de restaurações em cerâmica na odontologia popularizou-se ao longo do tempo devido a características excelentes como propriedades ópticas, estabilidade química, estabilidade térmica, compatibilidade biológica e alta resistência à compressão e abrasão^{1, 2}. Apesar das cerâmicas apresentarem muitas características em comum com o órgão dentário, algumas limitações deste material dizem respeito a sua baixa resistência a tração, o que o torna susceptível à fratura durante os esforços mastigatórios^{3,4}.

O advento e a evolução de técnicas adesivas, a incorporação de elementos químicos na composição das cerâmicas odontológicas e o desenvolvimento de novas técnicas laboratoriais de processamento – fundição, prensagem, infiltração de vidro e computadorização - tornaram as restaurações livres de metal uma realidade^{5, 6}.

Embora vários estudos realizados com a finalidade de investigar e aprimorar as propriedades mecânicas das cerâmicas odontológicas, uma preocupação evidente diz respeito à união destas cerâmicas à estrutura dentária.

Têm sido descrito diversos tratamentos da superfície com a finalidade de aumentar a resistência de união, necessária à adesão de cerâmicas livres de metal. A textura superficial de uma cerâmica pode ser preparada por métodos químicos ou mecânicos, e dentre esses se destacam o uso do condicionamento com ácido fluorídrico e o jateamento com óxido de alumínio⁷⁻⁹.

Investigações de falhas clínicas de restaurações de cerâmicas livres de metal têm mostrado que a fratura se origina da superfície interna¹⁰⁻¹². Uma vez que a promoção de rugosidades por meio do condicionamento ácido ou do jateamento

com óxido de alumínio previamente aos procedimentos adesivos provocam irregularidades na superfície destes materiais podendo aumentar os riscos de fraturas¹³.

Um método utilizado para avaliar a resistência da cerâmica é o teste de resistência flexural de três pontos, por ser um método simples e extremamente sensível às condições de superfície¹⁴. Estudos mostram que para verificar a rugosidade de superfície das cerâmicas, análises são feitas com auxílio do rugosímetro que possibilita a obtenção da rugosidade média (Ra)^{15,16}.

Assim, o objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência flexural e a rugosidade de superfície de uma cerâmica reforçada por disilicato de lítio submetida ao jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50 µm e ao condicionamento com ácido fluorídrico 10% por 20 segundos, sobre superfície polida e não polida da cerâmica tentando simular a condição de uso clínico do material.

A hipótese nula deste trabalho é a de que o polimento ou não da superfície cerâmica não promovera diferença entre os grupos, com relação à rugosidade e à resistência flexural.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Cento e cinquenta espécimes da cerâmica IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foram fabricados seguindo as instruções do fabricante e com dimensões de acordo com a ISO (6872)¹⁷.

Inicialmente padrões em cera 7 (Polidental, Cotia, SP, Brasil) foram inseridos em uma matriz de aço inoxidável. Por meio de uma prensa manual, compactou-se a cera transformando-a em diversos padrões do tamanho desejado (20 mm x 5 mm x 2 mm). O procedimento de prensagem foi utilizado para evitar a contração da cera durante seu resfriamento. Desta maneira foram obtidos espécimes com dimensões padronizadas.

Os padrões foram unidos à base do anel de plástico, que acompanha o conjunto de revestimento (IPS Empress2-Speed, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Após fixação, 100g do revestimento foi misturado ao líquido especial - na concentração de 17,5 ml para 11,5 ml de água destilada e posteriormente inserido em um manipulador a vácuo (Polidental, Cotia, SP, Brasil) por 2 minutos.

O revestimento foi vertido dentro do suporte que continha a cera. Após 30 minutos de presa obteve-se um anel de revestimento com formato adequado aos processos de prensagem.

O anel foi introduzido em um forno de aquecimento (Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil) a temperatura de 850°C por 45 minutos. Decorrido este período o anel foi levado ao forno de fundição (Ep 600 – Ivoclar-Vivadent, São Paulo, SP, Brasil) onde se iniciou o ciclo de prensagem, com pastilha na cor 500 conforme recomendação do fabricante.

Após total resfriamento do anel, os espécimes foram retirados do revestimento usando disco de carborundum para remoção do bastão de alumina e jato de óxido de alumínio (Bio-art, São Carlos, SP, Brasil), com partículas de 100 µm e pressão inicial de 4 bar; ao se aproximar dos espécimes, com pressão de 2 bar.

Os espécimes foram colocados num recipiente com ácido fluorídrico 1% e levados ao ultrassom (Sultan Pró-sonic 300, Englewood, NJ, USA) por 10 minutos. Todos os espécimes foram novamente jateados com óxido de alumínio 100 µm a 1 bar finalizando a limpeza.

Metade dos espécimes (n=75) permaneceu sem polimento em suas superfícies, enquanto a outra metade (n=75) foi polida com refrigeração a água seguindo uma seqüência de lixas d'água (3M Sumaré, SP, Brasil) com granulação de 400, 600 e 1200 apenas na superfície que sofreria a tensão de tração. Finalizada esta etapa, todos os espécimes sofreram uma queima simulando a aplicação da cerâmica de cobertura conforme recomendação do fabricante.

O grupo não polido (NP) foi dividido em três subgrupos com 25 espécimes cada. Grupo NP, sem tratamento de superfície adicional e foi considerado como grupo-controle negativo. Grupo NPA obteve tratamento com o ácido fluorídrico 10% (FGM, Joinville, SC, Brasil) por 20 segundos em apenas uma de suas superfícies. Grupo NPJ obteve o tratamento com jateamento de óxido de alumínio com partículas de 50 µm a 4 bar por 5 segundos a uma distância de 10 mm em apenas uma de suas superfícies¹³.

O grupo polido também foi dividido em três subgrupos com 25 espécimes cada. O grupo P permaneceu sem outro tratamento adicional, e foi considerado como grupo-controle positivo. O grupo PA, recebeu tratamento com ácido fluorídrico 10% (FGM, Joinville, SC, Brasil) por 20 segundos na superfície polida. O grupo PJ

recebeu tratamento com jateamento de óxido de alumínio com partículas de 50 μm a 4 bar por 5 segundos a uma distância de 10 mm na superfície polida¹³. Para se certificar de que todos os espécimes receberam tratamento em apenas uma superfície, uma matriz de silicone foi confeccionada de modo que apenas a superfície desejada ficasse exposta para receber os tratamentos.

Após a divisão dos grupos, todos os espécimes foram medidos com paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japão) com precisão de 0,01 mm para verificar a área e se a diferença de medidas entre os espécimes que sofreram polimento ou não influenciaria nos resultados, pois a área dos espécimes foi utilizada para o cálculo da resistência flexural. Posteriormente, os espécimes foram armazenados em água destilada por 30 dias em temperatura ambiente ($23^{\circ}\text{C} \pm 2$).

Após este período, a rugosidade de superfície foi analisada usando o rugosímetro Surftest SV-600 série 178 (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japão). Três mensurações foram feitas no comprimento de cada espécime. A rugosidade média (R_a) foi mensurada com *cut-off* de 0,8, um comprimento de leitura de 2,0 mm, e velocidade de 0,3 mm/min¹⁵.

A resistência flexural (R_f) foi avaliada utilizando o ensaio de três pontos, de acordo com a ISO 6872: 1995¹⁷. Uma máquina de ensaio universal (Instron Model 4411, Instron, Canton, MA, USA) foi utilizada com célula de carga de 50 Kgf na velocidade de 1 mm/min. O teste de flexão foi realizado em temperatura ambiente ($23^{\circ}\text{C} \pm 2$) com amplitude do suporte de 15 mm de distância, e a superfície do espécime tratada voltada para baixo. O cálculo para obtenção de resistência flexural utilizou a seguinte equação:

$$M = (3wl)/(2bd^2)$$

Onde:

- M resistência flexural (MPa);
- w carga de fratura (N);
- l amplitude do suporte (mm);
- b largura do espécime (mm);
- d espessura do espécime (mm).

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para verificar diferenças entre os valores médios de Rf (resistência flexural) e Ra (rugosidade média) segundo os tratamentos, testou-se inicialmente a normalidade dos dados para ambas as variáveis e para cada grupo por meio do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov. Em seguida, testou-se a homogeneidade de variâncias entre os grupos para as duas variáveis utilizando o teste de Leneve. Foi utilizado então, o teste de Análise de Variância a um critério de classificação para detectar diferenças (Ra e Rf) segundo os grupos. Quando a Análise de Variância identificou diferenças entre os grupos utilizou-se o teste de comparações múltiplas para variâncias heterogêneas de Games-Howell.

Para análise da área também utilizou-se o teste de Análise de variância. O teste de Levene identificou existir diferenças de homogeneidade de variância para a variável área. Quando o teste de Análise de Variância identificou diferenças nos valores médios segundo grupos, utilizou-se o teste de Tukey HSD para detectar diferenças entre as variáveis homogêneas.

Após foi utilizado o teste de correlação de Pearson para verificar o impacto de uma variável nas outras variáveis testadas.

Realizou-se á análise de Weibull visando calcular a probabilidade de um determinado espécime falhar a um determinado valor de R_f . Para calcular o estimador de probabilidade de fratura foi utilizada a seguinte equação^{18,19}:

$$P_f = \frac{n - 0,5}{N}$$

Onde:

n valor da resistência flexural em ordem crescente

N número total de espécimes

Para cálculo do módulo de weibull utilizou-se a probabilidade acumulada da distribuição de Weibull de 2 parâmetros²⁰.

$$P_f = 1 - \exp [-(R_f/R_0)^m] \text{ ou em \%: } P_f = \{1 - \exp [-(R_f/R_0)^m]\}$$

Onde:

R_f resitência flexural

m módulo de Weibull

R_0 parâmetro de escala

Para todas as variáveis testadas foi verificado o poder da análise estatística (*Power Analysis*) para verificar a representatividade do tamanho da amostra com relação ao poder de rejeitar h_0 (hipótese nula) quando h_0 é falso.

5 RESULTADOS

O resultado da *Power Analysis* mostrou, para todas as variáveis testadas, o valor máximo de 1,00, atestando a representatividade dos resultados e possibilitando que os mesmos sejam extrapolados para a realidade.

Os resultados da Análise de Variância mostraram diferença estatisticamente significativa para rugosidade média (Ra) e resistência flexural (Rf), para o grupo polido (P) e não polido (NP), como disposto na tabela 1. O Ra no grupo polido diferiu do grupo polido + ácido (PA) e polido + jateamento (PJ) que não diferiram significativamente entre si. O grupo não polido diferiu do grupo não polido + ácido e não diferiu estatisticamente do grupo não polido + jateamento. Os grupos não polido + ácido e não polido + jateamento não diferiram entre si.

Para resistência flexural, tanto para o grupo polido quanto para o grupo não polido, os subgrupos não deferiram significativamente entre si.

Para área, tanto para o grupo polido quanto para o grupo não polido, os subgrupos não deferiram significativamente entre si.

Tabela 1: Valores médios (estatística de Gauss) e desvio padrão (DP) de rugosidade média (Ra), resistência flexural (Rf) e área.

	Ra - um (DP)	**Rf – Mpa (DP)	*Área – mm ² (DP)
NP	4,08 (0,86) A	199,77 (29,03) A	11,05 (0,31) A
NPA	3,43 (0,63) B	202,93 (30,12) A	11,07 (0,57) A
NPJ	3,56 (0,58) AB	207,42 (33,52) A	10,82 (0,24) A
P	0,06 (0,01) D	246,85 (38,97) B	10,49 (0,59) B
PA	1,22 (0,07) C	243,11 (32,09) B	10,24 (0,26) B
PJ	1,23 (0,07) C	241,73 (24,80) B	10,29 (0,28) B

Valores médios seguidos pela mesma letra maiúscula em coluna não diferiram estatisticamente ($p>0,05$) pelo teste de **Games-Howell ou pelo teste de ***Tukey-HSD.

Os resultados de weibull são mostrados na tabela 2 e gráfico 1.

Table 2: Resultados da análise de weibull.

Grupos	M	R_0 (MPa)	R_f – Mpa (DP)
NP	7,85	212,30	199,75 (30,14)
NPA	7,77	215,77	202,91 (30,93)
NPJ	7,00	221,73	207,42 (34,83)
P	7,56	262,72	246,73 (38,57)
PA	8,96	256,69	243,03 (32,42)
PJ	11,24	252,85	241,70 (26,03)

Módulo de weibull (m), parâmetro de escala (R_0), resistência flexural média (R_f) e desvio padrão (DP).

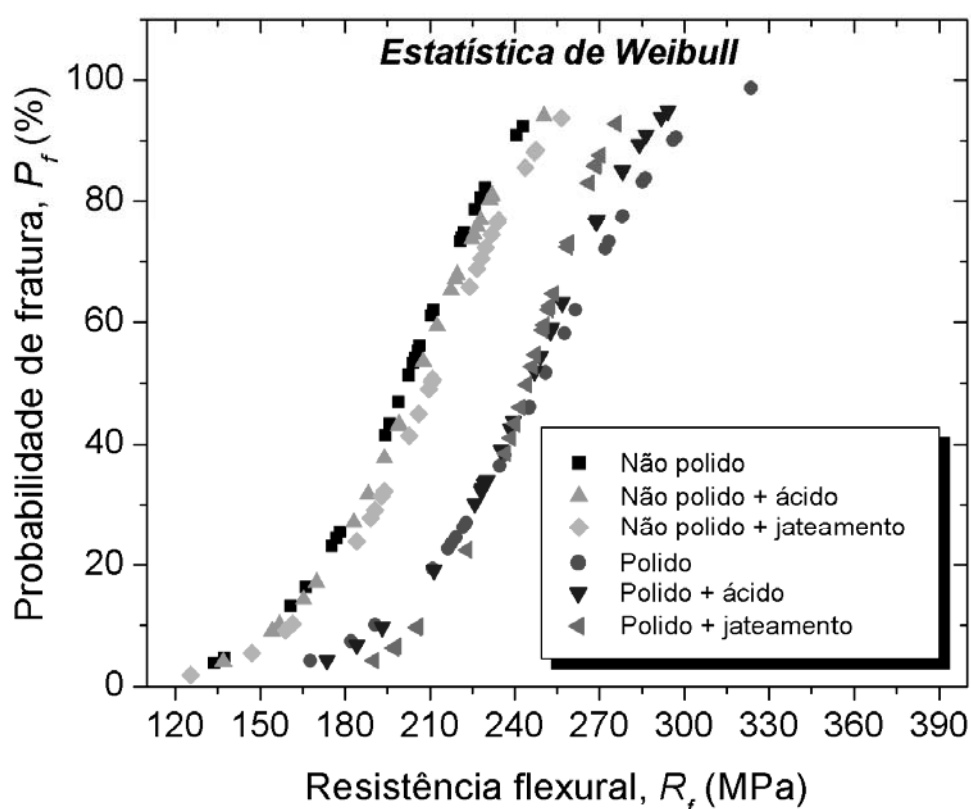


Gráfico 1: Distribuição dos valores de resistência flexural (MPa) e suas probabilidades de falhas (%).

A análise de Pearson mostrou uma correlação negativa entre Ra e Rf com um coeficiente de determinação de ($r^2=-0,96$).

A análise de Pearson mostrou uma correlação negativa entre área dos espécimes e Rf com um coeficiente de determinação de ($r^2= -0,31$).

6 DISCUSSÃO

Neste estudo dois grupos principais foram formados, um grupo com e outro sem polimento, mas apenas nas superfícies que sofreram tração. O grupo polido foi feito para simular uma superfície considerada polida para a cerâmica IPS Empress 2^{21,22}. Durante o polimento é gerada uma camada de estresse compressivo nesta superfície de cerâmica polida. Este estresse se opõe à tensão de tração gerada durante o teste flexural aumentando a resistência do material. Sendo assim, é necessário um aumento de resistência significativo para determinar se o polimento realizado foi efetivo à cerâmica testada. Cattell et al²², determinaram que este polimento quando realizado com uma lixa de 800 grit aumenta significativamente a resistência flexural do IPS Empress 2.

O grupo não polido teve o objetivo de simular a condição de superfície encontrada pelo dentista quando este recebe a cerâmica do laboratório. Comparando estas duas condições foram encontradas diferenças estatisticamente significantes tanto para rugosidade média (Ra) quanto para resistência flexural (Rf), rejeitando a hipótese nula do trabalho.

Os espécimes foram polidos apenas na superfície que sofreu tensão de tração durante o teste para que não houvesse discrepância muito grande na espessura. A análise estatística mostrou uma diferença na espessura dos espécimes, no entanto, a correlação de Pearson, da espessura com a resistência flexural, mostrou ser baixa ($r^2 = -0,31$). O resultado mostrou ainda uma alta correlação entre rugosidade de superfície e resistência flexural ($r^2 = -0,96$). Tal fato pode ser justificado no mecanismo de falha dos sistemas cerâmicos, o qual está relacionado com a densidade de trincas e a sua propagação. Segundo a teoria de

Griffith, um corpo frável como o das cerâmicas odontológicas, apresenta defeitos de superfície (microtrincas) e quando uma tensão externa é aplicada a esta cerâmica as pontas das microtrincas atuam como concentradoras de tensão. Como a cerâmica não pode liberar estas tensões por meio de deformação plástica, a tensão nas pontas das microtrincas aumenta promovendo a propagação das mesmas através da cerâmica, fraturando-a²³.

Neste estudo os espécimes não sofreram um processo de *annealing* para a remoção do estresse residual superficial. Contudo, o *annealing* para nesta situação seria contra-indicado, pois este não é um procedimento clínico. No entanto os espécimes sofreram um tratamento por temperatura quando da simulação de uma queima de dentina conforme recomendação do fabricante. Porém este tratamento por calor não afeta a resistência nem a rugosidade do IPS Empress 2²¹.

Os resultados deste estudo estão de acordo com Albakary et al²¹, que avaliaram o efeito do polimento sobre a resistência flexural biaxial do IPS Empress 2 e verificaram aumento da resistência dos espécimes polidos em relação aos espécimes não-polidos e não encontrou diferença entre o grupo não polido e o jateado tanto para resistência quanto em rugosidade. Jager et al²⁴ também verificaram aumento na resistência de espécimes polidos em relação a espécimes não-polidos testando quatro diferentes cerâmicas.

Para análise Weibull, a mais importante conclusão obtida de *m* é que, quanto maior seu valor, menor a dispersão dos valores de resistência e, conseqüentemente, uma distribuição mais homogênea dos defeitos na microestrutura do corpo de prova. O grupo PJ foi o que apresentou maior resultado para esta análise (11,24). Contudo, o polimento seguido de um jateamento não é um procedimento clínico. Já o grupo não polido, que imita a condição real de

superfície não apresentou diferença de valores do módulo de Weibull entre (7 e 7,85). Os resultados do módulo de Weibull tanto para os espécimes que passaram pelo procedimento de polimento ou não, estão em acordo com os resultados encontrados na literatura que estão entre (5-15)²¹.

A trinca na superfície interna é a principal causa de falha clínica das restaurações¹⁰⁻¹². Uma vez que a cerâmica reforçada por disilicato de lítio é utilizada como infra-estrutura, a região que receberá o tratamento para cimentação é a mais susceptível ao início das trincas.

Nos subgrupos (ácido e jateamento) quando comparados aos seus respectivos controles, não foi encontrada diferença estatística para resistência flexural. Foi verificado que a rugosidade aumentou nos subgrupos (ácido e jateamento) com relação ao grupo P, rejeitando a hipótese nula do trabalho. Foi observada uma diminuição na rugosidade para do subgrupo NPA com relação ao grupo NP, rejeitando a hipótese nula do trabalho. O ácido fluorídrico possui a capacidade de condicionar quimicamente alguns tipos de cerâmicas, atuando diretamente na porção vítrea e, no caso do IPS Empress 2, expondo os cristais de disilicato de lítio²⁵. Desta forma, este tratamento gera irregularidades na superfície do material, o que explica o aumento da rugosidade encontrado no grupo P. Já no grupo NP, como se tem uma superfície bastante irregular, este tratamento diminuiu as irregularidades causadas pelo jateamento de desinclusão.

O mecanismo de formação de irregularidades pelo jateamento com óxido de alumínio é diferente, este age por impacto das partículas sobre a superfície do material, causando aumento da rugosidade. No grupo polido, como existe uma superfície extremamente lisa, com poucas irregularidades, o jateamento provocou aumento na rugosidade de superfície. Entretanto, no grupo não-polido as

irregularidades causadas pelos procedimentos laboratoriais (jateamento com partículas de 100 μm para remoção do revestimento) já eram muito grandes. Quando estes espécimes foram submetidos a um tratamento adicional de jateamento com partículas de 50 μm , a rugosidade não se alterou significativamente. Esta constatação está em desacordo com os resultados demonstrados por Fischer et al²⁶, onde os autores observaram que o IPS Empress 2 quando jateado com partículas de 50 μm apresentaram menor rugosidade do que quando jateado com partículas de 110 e 250 μm . Sugerindo que a rugosidade é diretamente influenciada pelo tamanho da partícula, ou seja, quanto maior a partícula, maior será a rugosidade apresentada pelo material. No entanto, na condição apresentada neste estudo à cerâmica já estava muito rugosa devido ao jateamento prévio com partículas de 100 μm . Sendo assim, o jateamento final com partículas de 50 μm deveria ser capaz de diminuir significativamente a rugosidade. No entanto, os resultados mostraram que esse procedimento não foi capaz de causar esta diminuição, diferentemente do resultado observado para o condicionamento ácido. Deve-se observar que tanto o condicionamento ácido quanto jateamento são tratamentos de superfície necessários para se obter adesão de cimentos resinosos às cerâmicas odontológicas. No entanto, os estudos de adesão de cerâmica geralmente dão polimento na cerâmica antes dos tratamentos de superfície para adesão^{9,27}. Condição esta que pode não estar representando a situação clínica.

Embora diferentes tratamentos na cerâmica, como o condicionamento com ácido e ou jateamento, possam inicialmente não refletir uma degradação inicial na resistência do material²¹, testes simulando resistência em longo prazo indicaram redução da mesma quando os espécimes foram submetidos ao jateamento, o que

indica que este procedimento ao longo do tempo pode reduzir a longevidade das restaurações²⁸. Por outro lado, Malament & Socransky²⁹, demonstraram que o condicionamento ácido da superfície interna pode prevenir a propagação de microtrincas. Isto torna este procedimento um passo importante para o comportamento clínico da restauração^{29,30}.

Estudos adicionais simulando a situação clínica na qual o profissional recebe uma cerâmica como o IPS Empress 2, são sugeridos, para determinar a real condição da superfície interna da cerâmica após os tratamentos de superfície preconizados e seu efeito sobre a resistência, a rugosidade e porque não a adesão.

CONCLUSÕES

1. Uma superfície polida confere maior resistência à cerâmica.
2. Não há diferença entre os tratamentos de superfície, ácido e jateamento, dentro do mesmo grupo tanto para Rf quanto para Ra.
3. O condicionamento ácido e o jateamento aumentaram a rugosidade das cerâmicas polidas.
4. O condicionamento ácido diminuiu a rugosidade das cerâmicas não polidas.
5. A área teve pouca influência sobre os valores obtidos.

AGRADECIMENTOS

Os materiais deste estudo foram generosamente supridos por Ivoclar-Vivadent (SP, Brasil).

7 REFERÊNCIAS

1. Borges GA, Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MAC. History and current status of ceramics in dentistry. Rev ABO Nac 2001;9:112-117.
2. Van Noort R. Introduction to dental materials. St. Louis: Mosby; 1994 : 201-14.
3. Thompson VP, Rekow ED. Dental Ceramics and the Molar Crown Testing Ground. J Appl Oral Sci 2004; 12 (sp. issue): 26-36
4. Deng Y, Lawn BR, Lloyd IK.Characterization of damage modes in dental ceramic bilayer structures. J Biomed Mater Res. 2002;63(2):137-45.
5. Rosemblum MA, Schulman A. Review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128:297-307.
6. Chain MC, Arcari GM, Lopes GC. Restaurações cerâmicas estéticas e próteses livres de metal. RGO 2000;48:67-70.
7. Saracoglu A, Cura C, Cotert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. J Oral Rehabil 2004;31:790-797.
8. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. J Oral Rehabil 2000;27:103-10.
9. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. J Oral Rehabil 2005;32:598-605.
10. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. J Prosthet Dent 1989;62:536-41.

11. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res* 1994;73:1824-32.
12. Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater* 2005;21:920-9.
13. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2003;89:479-88.
14. Edwards MR, Jacobsen PH, Williams GJ. The three-point beam test for the evaluation of dental porcelain. *J Dent Res*. 1983;62:1086-8
15. Kitazaki H, Takahashi H, Hasegawa S, Nishimura F. Effect of amount of grinding on flexural strength of dental ceramics. *J Med Dent Sci*. 2001;48:7-13.
16. Kou W, Molin M, Sjogren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil*. 2006;2:117-24.
17. ISO 6872: 1995 Dental Ceramic.
18. Bergman B. On the estimation of the Weibull modulus. *J Mater Sci Lett*. 1984;3:689-92.
19. Sullivan JD, Lauzon Ph. Experimental probability estimators for Weibull plots. *J. Mater. Sci. Lett*. 1986;5:1245-7.
20. W. Weibull. A statistical distribution function of wide applicability. *J. Appl. Mech*. 1951;18:293-97.
21. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 2004;32:91-9.

22. Cattell MJ, Palumbo RP, Knowles JC, Clarke RL, Samarawickrama DY. The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics. *J Dent.* 2002;4:161-9.
23. Fujita H, Bianchi EC, Aguiar PR, Sanchez LEA, Silva Jr CE. Introduction to abrasive grinding of ceramics. *Cerâmica* 2006;52:269-275.
24. de Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater* 2000;16:381-8.
25. Salvio LA, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MAC, Goes MF, Knowles JC. Effect of water storage and surface treatments on the tensile bond strength of IPS Empress 2 ceramic. *J Prosthodont* 2007;16:192-199.
26. Fischer H, Schafer M, Marx R. Effect of surface roughness on flexural strength of veneer ceramics. *J Dent Res.* 2003;82:972-5.
27. Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Effect of acidic pretreatment combined with a silane coupling agent on bonding durability to silicon oxide ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;1:97-103.
28. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;71:381-6.
29. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. *J Prosthet Dent.* 1999;81:662-7.
30. Roulet JF, Janda RJ. Future Ceramic Systems. *Oper Dent Supplement.* 2001;26:211-28.

8 ARTIGO EM INGLÊS

Surface roughness and flexural strength of IPS Empress 2 submitted to aluminum oxide blasting and hydrofluoric acid 10%

Jorge Rafael Moura, DDS^a, Almeida Janaína Bertoncello, PhD^a, Mazur Rui Fernando, PhD^a, Caldas Danilo Biazetto de Menezes Caldas, PhD^{a*}

^a School of Dentistry, Pontifical Catholic University of Parana, Curitiba, Parana, Brazil.

*corresponding author

Address: Rua Imaculada Conceição, 1155 – Prado Velho – Zip Code: 80915-901

CURITIBA – Paraná – Brazil

Business phone number: +55 (41) 3271-1637

Fax: +55 (41) 3271-1405

E-mail: danilocaldas@hotmail.com

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to evaluate the surface roughness and flexural strength of a lithium disilicate reinforced ceramic submitted to six different treatments. **Materials and methods:** One hundred and fifty specimens of IPS Empress 2 were prepared according to the manufacturer instructions and ISO 6872. The ceramic specimens were divided into six groups: polished without additional treatment (P, n = 25), polished and treated with hydrofluoric acid 10% (PA, n = 25), polished and blasted with aluminum oxide (PB, n = 25), not polished without additional treatment (NP, n = 25), not polished and hydrofluoric acid 10% (NPA, n = 25), and not polished and blasted with aluminum oxide (NPB, n = 25). **Results:** Group P presented higher flexural strength and lower surface roughness than group NP. Considering Ra (μm) values, the subgroup p is different from pa and pj subgroups, which did not differ significantly between each other. Subgroup np resulted different from npa, but not from npj. The subgroups npa and npj did not differ significantly between each other. For Rf (MPa) values, considering both groups P and NP, the subgroups did not differ significantly among them. **Conclusions:** The flexural strength decreased with the ceramic surface roughness. The blasting and acid treatment has increased the roughness of the polished specimens and the acid has decreased the roughness of the non-polished.

Keywords: dental ceramics, flexural strength, roughness, blasting, acid etching.

INTRODUCTION

The application of ceramics in restorative dentistry became increasingly popular due to its excellent characteristics such as optical properties, chemical and thermal stability, biological compatibility, high compression strength and high abrasion resistance.^{1, 2} In spite of ceramics show several similar characteristics to the dental organ, there is a limitation of this material regarding its low tensile strength and microcrack propagation, which makes it susceptible to fracture during masticatory function.^{3, 4}

The advent and evolution of adhesive techniques, the incorporation of chemicals on the dental ceramics composition, and the development of novel laboratory processing techniques – casting, pressing, glass infusion and computerizing – made the metal-free restorations a reality.^{5, 6}

Although several studies were carried out aiming to study and improve the mechanical properties of dental ceramics, there is an evident concern about the bonding of these ceramics to the dental structure.

Some authors have described several surface treatments in order to create a microretentive surface texture essential to the metal-free ceramic bonding. The ceramic texture surface can be prepared using chemical and mechanical methods, and among them, the hydrofluoric acid and aluminum oxide blasting stand out.⁷⁻⁹

Studies of clinical failures on pure ceramic restorations have shown that the fracture typically starts, in the inner surface.¹⁰⁻¹² As the development of roughness through acid etching or alumina blasting prior to adhesive procedures generates irregularities on the surface of these materials. However, these roughness can increase the risk of fractures.¹³

A very simple and extremely sensitive method for the evaluation of fracture strength is the three-point flexural test.¹⁴ Studies show that the surface roughness is assessed using a profilometer which provides the average roughness (Ra) among other values.^{15, 16}

Thus, the aim of this work was to evaluate the flexural strength and surface roughness of a lithium disilicate reinforced ceramic submitted to aluminum oxide blasting and acid etching, over a polished ceramic surface and not polished surface simulating the material clinical condition.

The null hypothesis of this work was that there would not be any difference among the groups, regarding roughness and flexural strength, when using different surface treatments.

MATERIALS AND METHODS

One hundred and fifty specimens of IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) were prepared according to the manufacturer's instructions and the dimensions according to the ISO 6872.¹⁷

Initially, wax patterns (Polidental number 7, Cotia, SP, Brasil) were inserted in a stainless steel mold, and manually pressed to obtain several specimens with the desired dimensions (20 mm x 5 mm x 2 mm), totaling 150 specimens. This procedure was used to avoid the contraction of the wax during its cooling, obtaining thus specimens with homogeneous dimensions.

Every 3 specimen patterns were sprued and invested with IPS Empress 2 - Speed special investment material (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Using for that 100g of investment powder and 17.5ml of investment liquid and 11,5ml of distilled water. After 30 minutes the invested specimens' patterns were eliminated by a lost wax technique in a furnace (Knebel, Porto Alegre, RS, Brasil) for 45 min at 850 °C. After this stage the investment ring were transferred to the Ep 600 (Ivoclar-Vivadent, São Paulo, SP, Brasil) pressing furnace and filled with ingot color 500. After concluded the ingot pressing in the investment mold it was leaved in room temperature for cooling. The cooled specimens were divested using a carborundum disk and 100 µm aluminum oxide (Bio-art, São Carlos, SP, Brasil) with initial pressure of 4 bar, reducing to 2 bar as it came closer to the specimens.

The specimens were then placed in a recipient containing hydrofluoric acid 1% in an ultrasonic bath (Sultan Pró-sonic 300, Englewood, NJ) during 10 minutes. All the specimens were blasted with 100 µm aluminum oxide at a pressure of 1 bar finalizing the cleaning.

Half of the specimens ($n = 75$) were not polished, while the other half ($n = 75$) were wet polished with 400, 600 and 1200 grade silicon carbide abrasive paper (3M Sumaré, SP, Brasil) only on the surface submitted to tensile stress. After this step, all the specimens were fired to simulate a fired covering ceramic as recommended by the manufacture.

The group that was not polished was divided into three subgroups with 25 specimens each. The subgroup (NP) had no additional surface treatment and was considered the negative control group. The subgroup (NPA) was treated with hydrofluoric acid 10% (FGM, Joinville, SC, Brasil) during 20 seconds on only one surface. The subgroup (NPB) was blasted with 50 μm aluminum oxide at a pressure of 4 bar during 5 seconds at a distance of 10 mm on only one surface.¹³

The polished group was also divided into three subgroups with 25 specimens each. The subgroup (P) had no additional treatment, and was the positive control group. The subgroup (PA) was treated with hydrofluoric acid 10% (FGM, Joinville, SC, Brasil) during 20 seconds on the polished surface. The subgroup (PB) was blasted with 50 μm aluminum oxide at a pressure of 4 bar during 5 seconds at a distance of 10 mm to the polished surface.¹³ To ensure that the specimens were treated on only one surface, the other surfaces were protected by a silicon matrix.

Following, the specimens were stored in distilled water for one month at room temperature ($23 \pm 2^\circ\text{C}$). The surface roughness was measured by a profilometer (Surftest SV-600 series 178, Mitutoyo Corp., Tokyo, Japan). Three readings were taken for each specimen. The average roughness (R_a) was measured with a cut-off of 0.8, a traveling distance of 2.0 mm, and a velocity of 0.3 mm/min.¹⁵

The flexural strength values (R_f) were evaluated using the three-point flexural test, according to the ISO 6872:1995.¹⁷ The dimension of each specimen was

measured by a digital caliper (Mitutoyo Corp., Tokyo, Japan) with an accuracy of 0.01 mm before the tests, and the values were used for calculating the flexural strength and to determinate if the area of the polished specimens would influence the results. A universal testing machine (Instron Model 4411, Canton, MA, USA) was used with a crosshead of 50 kgf and speed of 1.0 mm/min. The test was performed at room temperature ($23 \pm 2^{\circ}\text{C}$) with outer span of 15 mm, and the treated surface faced downwards. The flexural strength was determined using the following formula:

$$M = (3wl)/(2bd^2)$$

Where

M flexural strength (MPa);

W Fracture load (N);

l distance between the supports (mm);

b breadth of the specimen (mm);

d depth of the specimen (mm).

Statistical Analysis

Data distribution of flexural strength (Rf) and roughness (Ra) for each group was first evaluated for the normal distribution using the Kolmogorov-Smirnov test, and then Levene test was used to evaluate the homogeneity of variances among the groups for both variables. A one-way ANOVA with a Games-Howell test was used to determine whether differences in groups' means (Ra and Rf) were statistically significant and to identify which pairs of groups were different. Pearson correlation test was used to evaluate the effect of one variable on the other ones.

A Weibull analyses was performed to determine the fracture probability of a specimen in a specific flexural strength value. To calculate the fracture probability estimator the follow equation was used:^{18,19}

$$P_f = \frac{n-0.5}{N}$$

n flexural strength value in increasing order

N total number of specimens

To calculate the Weibull modulus the Weibull two-parameters distribution was used:²⁰

$$P_f = 1 - \exp[-(\sigma/\sigma_0)^m] \text{ or in \% } P_f = \{1 - \exp[-(\sigma/\sigma_0)^m]\}$$

σ flexural strength

m Weibull modulus

σ_0 characteristic strength

A Power Analysis was conducted to verify if the sample size was accurate and reliable, and if it would have the power to reject the null hypothesis (H_0) when H_0 is false.

RESULTS

The Power Analysis results show for all tested variables, the maximum value of 1.00, attesting the representativeness of the results and allowing them to be extrapolated for the reality.

The ANOVA revealed a significant difference in the average roughness (Ra) and in the average flexural strength between the polished (P) and non polished (NP) groups, as shown in Table 1. There is no significant difference between the Ra mean values of polished + acid (PA) and polished + blasting (PB) groups, but both differ from the polished group (P). The non polished group (NP) differs statistically from the non polished + acid (NPA) group but not from the non polished and blasting (NPB) group. The non polished + acid (NPA) and non polished + blasting (NPJ) groups are not significantly different. No significant difference was found in the mean flexural strength values among the subgroups of polished and not polished groups ($p < 0.05$), although they differ among themselves.

The weibull results are showed in the table 2 and figure 1.

Pearson analysis has shown a negative correlation between Ra and Rf with a coefficient of determination ($r^2 = -0.96$).

DISCUSSION

In this study two main groups were established, the first one received a polishing surface treatment on the tensile stress tested area and the second one did not. The polished group was prepared to simulate a surface considered polished for the IPS Empress 2 glass ceramic^{21,22}. During polishing procedures a compressive residual stress layer is form on this surface. This residual stress opposite the tensile stress generated during the flexural test, increasing the material flexural strength. Due to it, it is necessary a significant increase of flexural resistance of the ceramic to determine the effectiveness of the polishing procedure. Surface modification of empress 2 material was been enhanced by polishing with 800 grit SIC paper. Cattell et al.²², the non-polished specimens was to simulate the ceramic surface condition that the dentist receive from the dental laboratory.

Comparing these two conditions, it was observed statistically significant differences for mean roughness (Ra) as well as for mean flexural strength (Rf).

The specimens were polished only on the surface submitted to tensile stress to avoid high discrepancies of specimens' thickness. The statistical analysis has shown a difference in the specimens thickness, however, the Pearson test showed a slight correlation between thickness and flexural strength ($r^2 = -0.31$), and also a high correlation between the surface roughness and flexural strength ($r = -0.96$).

This can be explained by the fracture mechanism of ceramic systems. According to Griffith's theory, a brittle body such as dental ceramics, presents surface microcracks, and when an external stress is applied, the cracks tip acts as a stress concentrator. As the ceramic cannot release these stresses through plastic deformation, the stress at the microcracks tip increases promoting its propagation,

and causing the ceramic fracture.²³ In this study, the specimens were not annealed to remove the surface residual stress.

In this study the ceramic annealing would be contraindicated, since it would not reproduce the clinical procedure. However, the specimens receive heat treatment during the simulating covering ceramic procedure. Although this heat treatment has been shown not affect the strength and the roughness of the Empress 2²¹.

This study results are in agreement with Albakary et al.²¹, who evaluated the polishing effect in the biaxial flexure strength of IPS Empress 2, and observed an increase of the strength of polished specimens compared to the non polished ones, and did not found difference between the group non-polished and non-polished and blasted for flexural strength and roughness. Jager et al.²⁴ also observed a considerable increase in the strength of the polished specimens in relation to the non polished ones, for four different ceramics.

Considering the Weibull analyses the most relevant information is the modulus value. The higher the *m* value the smaller the dispersion of the strength values, and consequently there is a more homogeneous distribution of the defects on microstructure of the specimen. The subgroup PJ had the highest *m* value (11.24). However, the polishing followed by a sand blasting is not a clinical procedure. Considering the non-polished group witch simulate the clinical condition had *m* values between (7 and 7.85). The Weibull modulus results found on this study are in agreement with the literature between (5 – 15)²¹.

Some authors state that the crack on the inner surface is the main cause of clinical failure of restorations¹⁰⁻¹². Once the lithium disilicate reinforced ceramic is

used as core material, the region which will receive the cementation treatment is the most susceptible to the crack initiation.

It was not observed a statistically significant difference of flexural strength values comparing the subgroups (acid and blasting) to their respective controls (positive and negative). It was observed an increase in the roughness of subgroups (acid and blasting) in relation to group P (positive control). It was observed a decrease of the roughness of subgroup NPA in relation to group NP (negative control). The hydrofluoric acid acts as a chemical conditioner on some ceramic surfaces, directly in the glassy phase, and in the case of IPS Empress 2, exposing the lithium disilicate crystals²⁵. In this way, this treatment generates irregularities on the material surface, explaining thus the roughness found on the polished group (P). As for NP group, with a very irregular surface, this treatment has decreased the irregularities generated by the deinvesting blasting, reducing the roughness values.

The mechanism of irregularities formation by blasting is different. It acts by the impact of aluminum oxide particles on the material surface, increasing its roughness. In the polished group, as the surface is extremely smooth initially, with low irregularities, the blasting generated an increase of the surface roughness. However, in the non polished group, the irregularities created by the specimens' preparation (blasting with 100 μm particles) were already high. When these specimens were submitted to an additional blasting treatment with 50 μm particles, the initial roughness was not significantly altered. These results disagree with the results observed by Fisher et al.²⁶, where the authors observed that the IPS Empress 2 presented lower roughness when blasted with 50 μm particles than when blasted with 110 and 250 μm . They suggested that the surface roughness is directly affected by the particle size, that is, the larger the particle, the higher is the material surface

roughness. However, in this study, the ceramic has already high surface roughness due to prior blasting with 100 μm particles. Thus, the final blasting with 50 μm particles should be able to decrease the roughness significantly. But the results have shown that this procedure has not decreased the roughness, contrary to what was observed when using acid etching. It has to be observed that acid etching and sand blasting are surface treatments recommended for adhesion with resin cements. However, is common ceramic adhesion studies polish the ceramic surface prior surface treatment for adhesion^{9,27}. A condition that may not being representative of the clinical situation.

Although different treatments on the ceramic, as acid etching or blasting, may not demonstrate an initial damage in the material resistance²¹, long-term tests have shown a decrease in the material strength when the specimens were submitted to blasting, which indicates that this procedure can reduce the restoration longevity with time.²⁸ Contrary to this, Malament and Socransky²⁹ have shown that the acid etching of the inner surface can avoid the micro-cracks propagation. This represents an important step in the clinical behavior of the restoration.^{29, 30}

Additional studies simulating the clinical condition of the ceramic IPS Empress 2 are suggested, to determine the real inner surface condition of the ceramic after the recommended surface treatment and their effect on strength, roughness and why not adhesion.

CONCLUSIONS

1. A polished surface grants higher strength to the ceramic.
2. For the same group, there was no difference between the surface treatment, acid etching and blasting, concerning Rf and Ra.

3. The acid etching and blasting treatments increased the roughness of polished ceramics.
4. The acid etching decreased the roughness of the unpolished ceramics.
5. the area had a small correlation with the flexural strength

ACKNOWLEDGMENTS

The materials used in this study were generously supplied by Ivoclar-Vivadent(SP, Brazil).

REFERENCES

1. Borges GA, Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MAC. História e Atualidade das Cerâmicas Odontológicas. Rev ABO Nac 2001;9:112-117.
2. Van Noort R. Introduction to dental materials. St. Louis: Mosby; 1994 : 201-14.
3. Thompson VP, Rekow ED. Dental Ceramics and the Molar Crown Testing Ground. J Appl Oral Sci 2004;12: 26-36
4. Deng Y, Lawn BR, Lloyd IK.Characterization of damage modes in dental ceramic bilayer structures. J Biomed Mater Res. 2002;63(2):137-45.
5. Rosemblum MA, Schulman A. Review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128:297-307.
6. Chain MC, Arcari GM, Lopes GC. Restaurações cerâmicas estéticas e próteses livres de metal. RGO 2000;48:67-70.
7. Saracoglu A, Cura C, Cotert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. J Oral Rehabil 2004;31:790-797.
8. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. J Oral Rehabil 2000;27:103-10.
9. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. J Oral Rehabil 2005;32:598-605.
10. Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. J Prosthet Dent 1989;62:536-41.
11. Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. J Dent Res 1994;73:1824-32.

12. Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater* 2005;21:920-9.
13. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 2003;89:479-88.
14. Edwards MR, Jacobsen PH, Williams GJ. The three-point beam test for the evaluation of dental porcelain. *J Dent Res*. 1983;62:1086-8
15. Kitazaki H, Takahashi H, Hasegawa S, Nishimura F. Effect of amount of grinding on flexural strength of dental ceramics. *J Med Dent Sci*. 2001;48:7-13.
16. Kou W, Molin M, Sjogren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil*. 2006;2:117-24.
17. ISO 6872: 1995 Dental Ceramic.
18. Bergman B. On the estimation of the Weibull modulus. *J Mater Sci Lett*. 1984;3:689-92.
19. Sullivan JD, Lauzon Ph. Experimental probability estimators for Weibull plots. *J. Mater. Sci. Lett*. 1986;5:1245-7.
20. W. Weibull. A statistical distribution function of wide applicability. *J. Appl. Mech*. 1951;18:293-97.
21. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 2004;32:91-9.
22. Cattell MJ, Palumbo RP, Knowles JC, Clarke RL, Samarawickrama DY. The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics. *J Dent*. 2002;4:161-9.

23. Fujita H, Bianchi EC, Aguiar PR, Sanchez LEA, Silva Jr CE. Introduction to abrasive grinding of ceramics. *Cerâmica* 2006;52:269-275.
24. de Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater* 2000;16:381-8.
25. Salvio LA, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MAC, Goes MF, Knowles JC. Effect of water storage and surface treatments on the tensile bond strength of IPS Empress 2 ceramic. *J Prosthodont* 2007;16:192-199.
26. Fischer H, Schafer M, Marx R. Effect of surface roughness on flexural strength of veneer ceramics. *J Dent Res.* 2003;82:972-5.
27. Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Effect of acidic pretreatment combined with a silane coupling agent on bonding durability to silicon oxide ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;1:97-103.
28. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;71:381-6.
29. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. *J Prosthet Dent.* 1999;81:662-7.
30. Roulet JF, Janda RJ. Future Ceramic Systems. *Oper Dent Supplement.* 2001;26:211-28.

TABLE AND FIGURE

Table 1. Average Roughness (Ra) and Flexural Strength (Rf) following different surface treatments.

Groups	Ra, μm (SD)	Rf, MPa (SD)
NP	4.08 (0.86) A	199.77 (29.03) A
NPB	3.43 (0.63) B	202.93 (30.12) A
NPJ	3.56 (0.58) AB	207.42 (33.52) A
P	0.06 (0.01) D	246.85 (38.97) B
PA	1.22 (0.07) C	243.11 (32.09) B
PB	1.23 (0.07) C	241.73 (24.80) B

* Mean values followed by different letters are statistically different at 5%.

Tabela 1. Results of the analysis of weibull.

Groups	<i>M</i>	R ₀ (MPa)	Rf – Mpa (DP)
NP	7,85	212,30	199,75 (30,14)
NPA	7,77	215,77	202,91 (30,93)
NPB	7,00	221,73	207,42 (34,83)
P	7,56	262,72	246,73 (38,57)
PA	8,96	256,69	243,03 (32,42)
PB	11,24	252,85	241,70 (26,03)

Module of weibull (*m*), scale parameter (R₀), average flexural resistance (Rf) e standard deviation (DP).

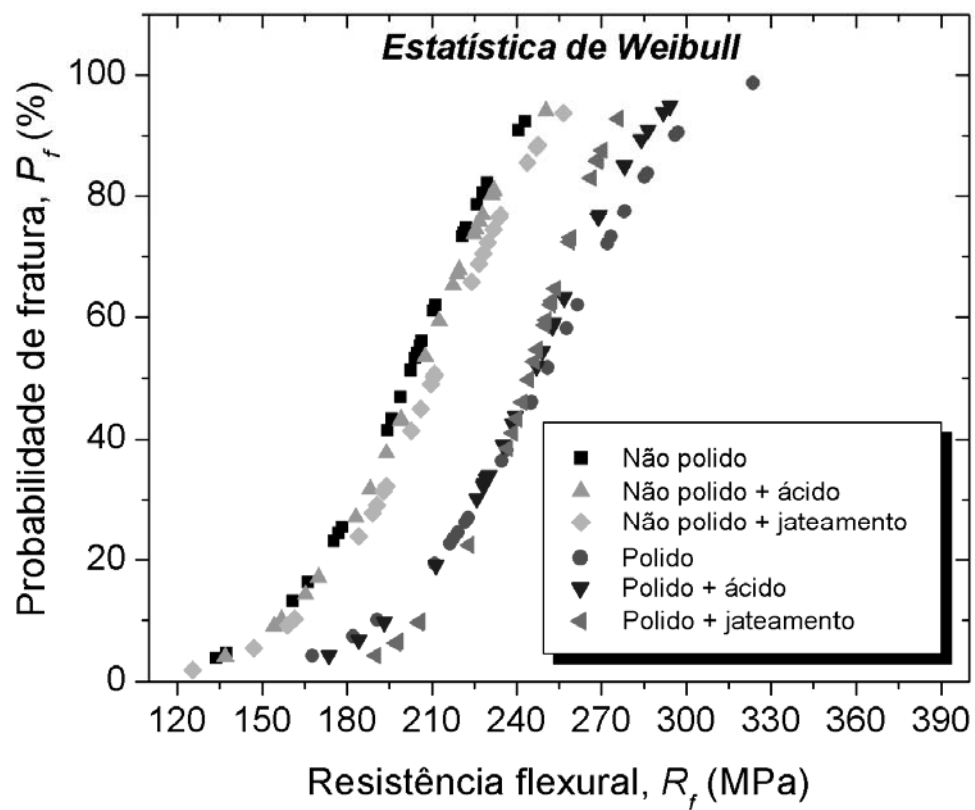


Figure 1. Flexural strength (MPa) distribution as a function of its failure probability (%).

APÊNDICE I – GRÁFICOS ADICIONAIS

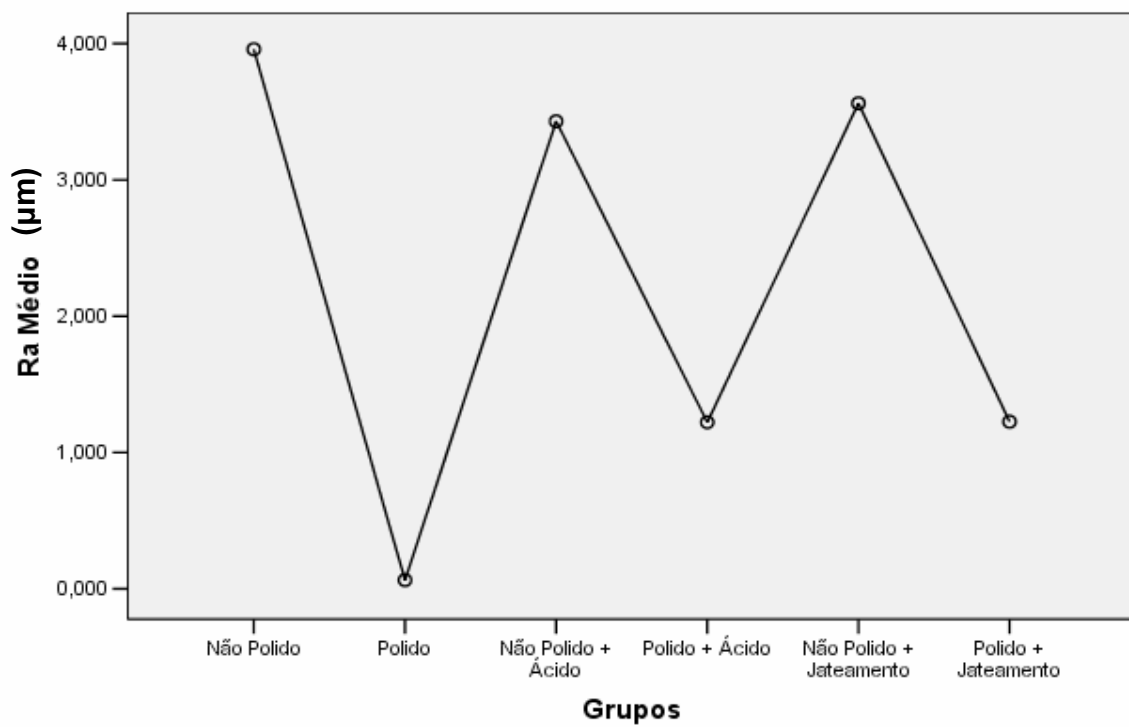


Gráfico 1 – Rugosidade média segundo grupos.

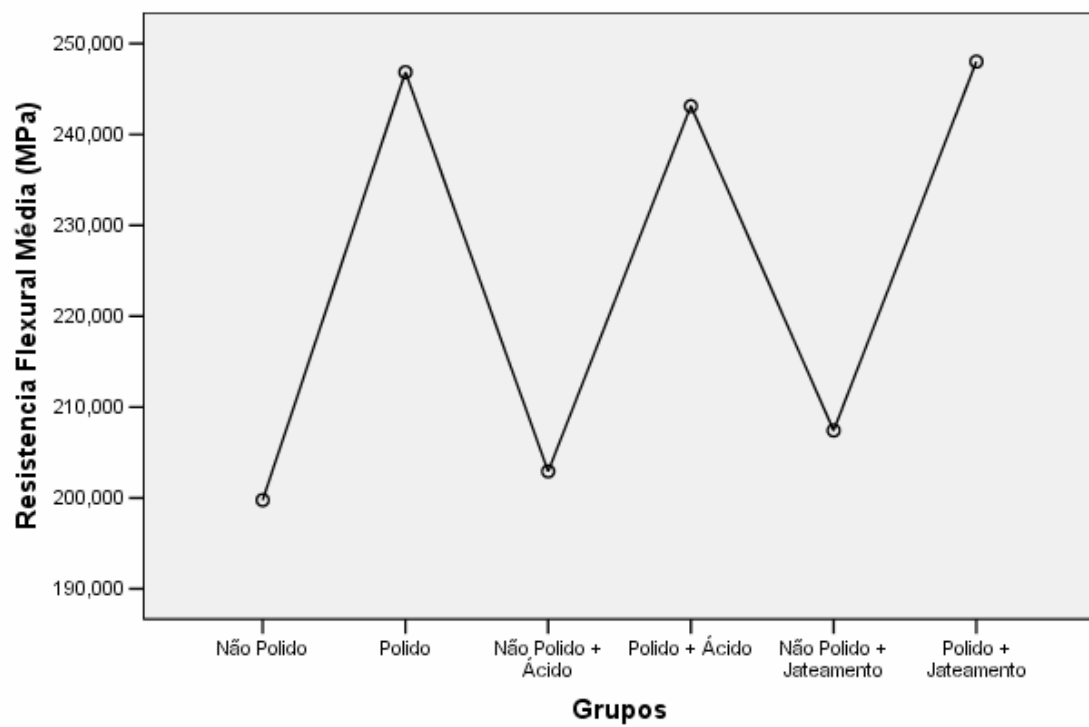


Gráfico 2 – Resistência flexural segundo grupos.

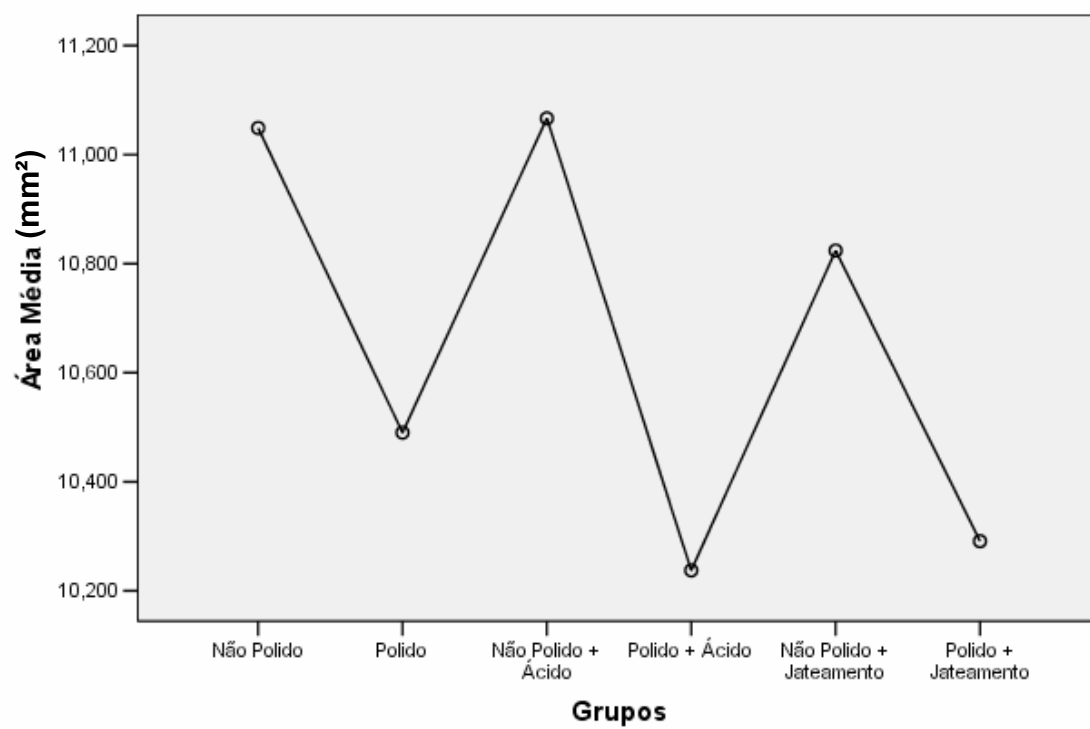


Gráfico 3 – Área segundo grupos.

APÊNDICE II – PREPARO DOS ESPÉCIMES

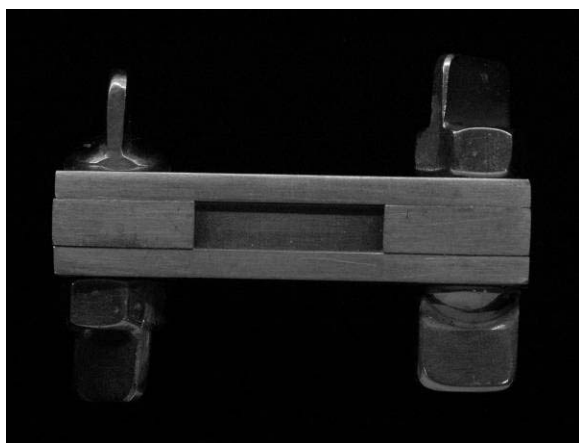


Fig 1 – Matriz em aço inoxidável.



Fig 2 – Padrões em cera sete sem formato adequado.

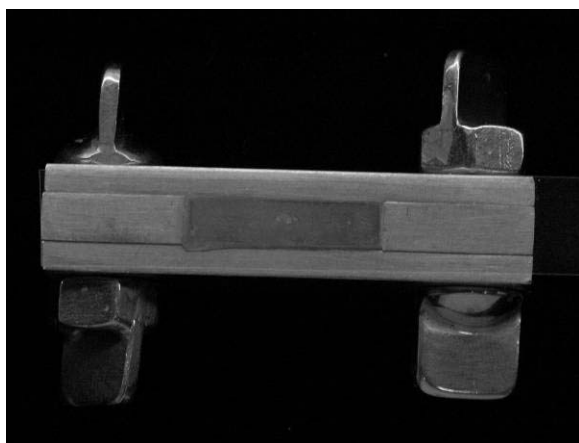


Fig 3 – Padrão de cera adaptada antes da prensagem.



Fig 4 – Prensagem da cera.

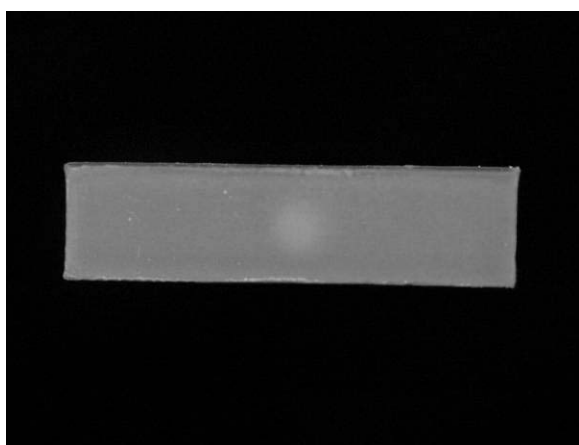


Fig 5 – Espécime em cera com formato adequado.



Fig 6 – Espécimes adaptados na base do anel.



Fig 7 – Revestimento IPS Empress 2.

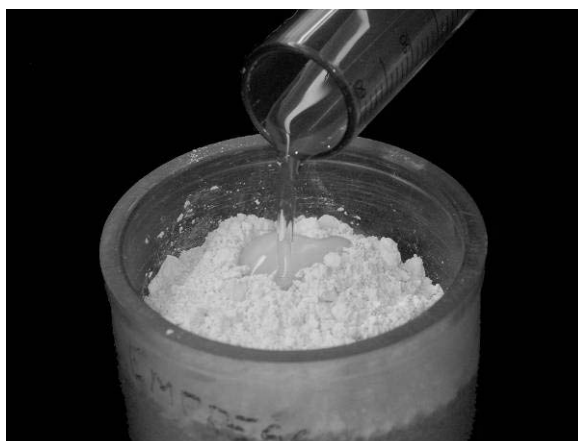


Fig 8 – Mistura do revestimento com o líquido especial.



Fig 9 – Manipulação a vácuo do revestimento.



Fig 10 – Inclusão do revestimento no anel sobre vibrador.



Fig 11 – Adaptação da tampa do anel.



Fig 12 – Anel após presa.



Fig 13 – Forno de pré-aquecimento.

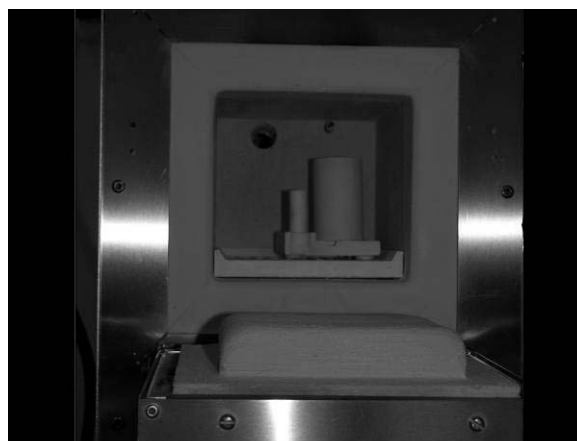


Fig 14 – Anel em pré-aquecimento.

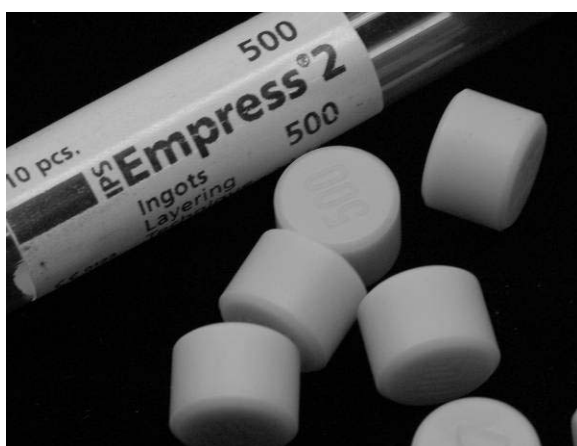


Fig 15 – Pastilhas IPS Empress 2.



Fig 16 – Pastilha sendo depositada dentro do anel.



Fig 17 – Êmbolo adaptado pronto para o ciclo de prensagem .

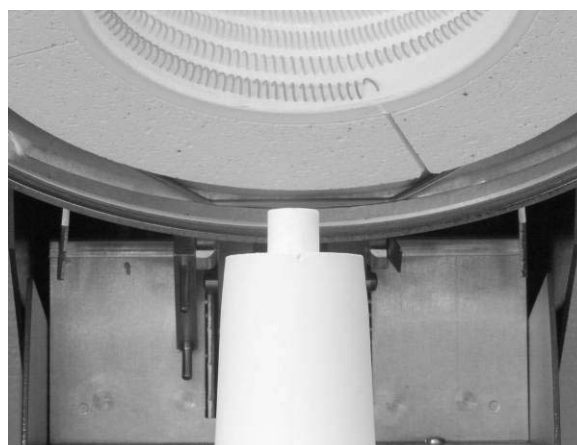


Fig 18 – Término da prensagem.



Fig 19 – Desinclusão inicial com disco de carborundum.



Fig 20 – Desinclusão inicial com disco de carborundum.

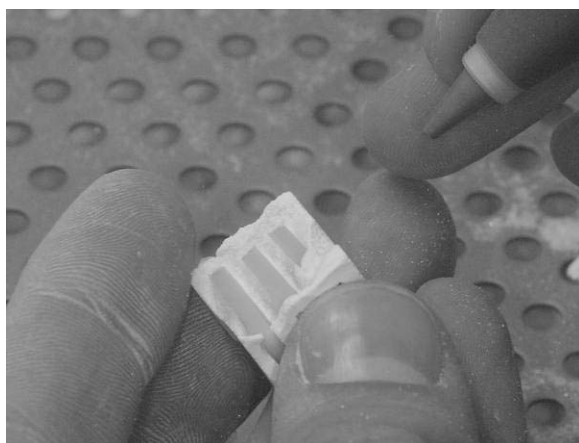


Fig 21 – Desinclusão final com jato de óxido de alumínio.



Fig 22 – Desinclusão final com jato de óxido de alumínio.



Fig 23 – Limpeza final em ácido fluorídrico 1%, 10 min em ultrasom.



Fig 24 – Limpeza final em ácido fluorídrico 1%, 10 min em ultrasom



Fig 25 – Metade dos espécimes polidos.

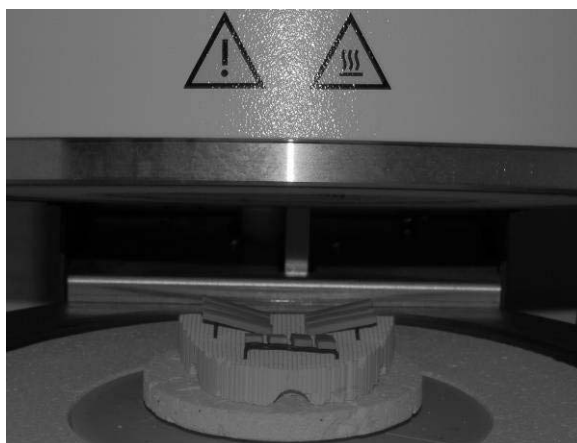


Fig 26 – Queima dos espécimes simulando procedimentos laboratoriais.

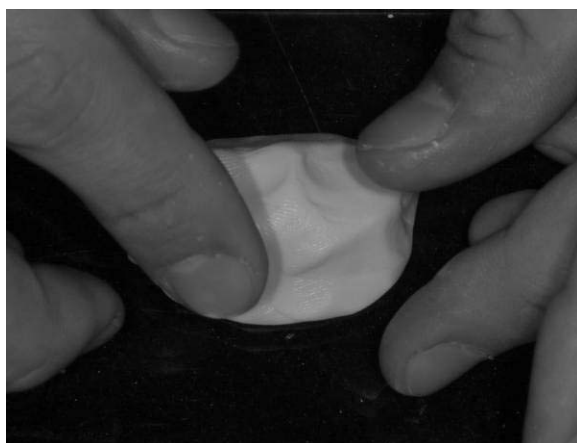


Fig 27 – Suporte para tratamento dos espécimes.

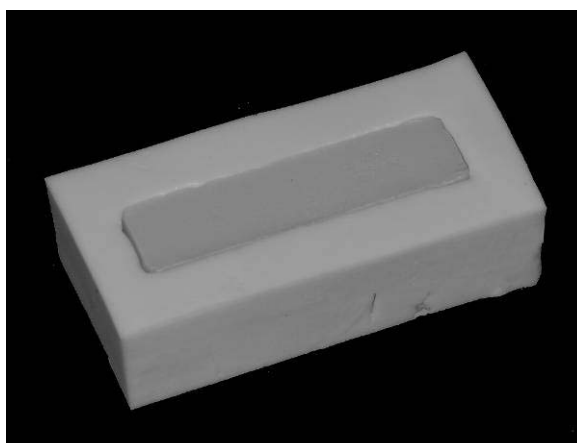


Fig 28 – Suporte devidamente recortado.



Fig 29 – Ácido fluorídrico 10%.

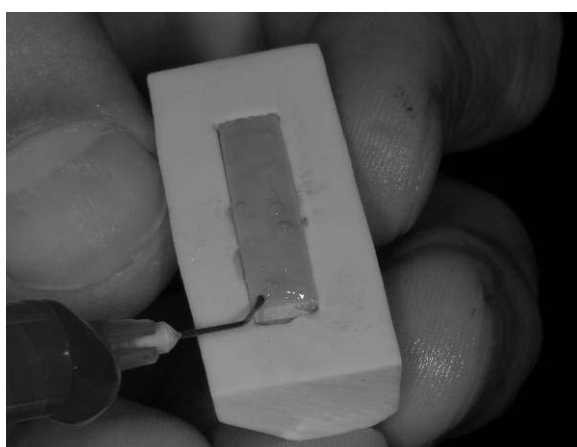


Fig 30 – Tratamento com ácido fluorídrico 10% por 20 segundos.



Fig 31 – Máquina de jateamento de óxido de alumínio.

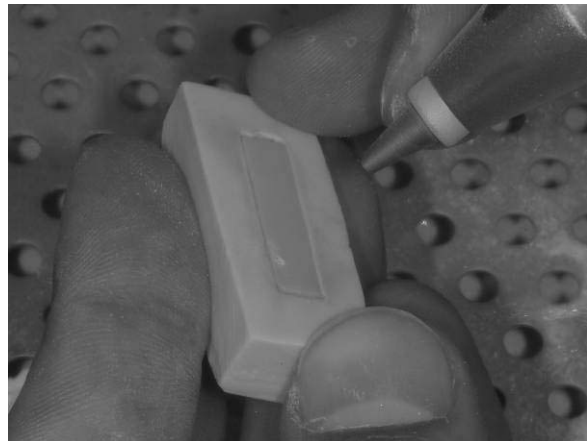


Fig 32 – Tratamento com jateamento de óxido de alumínio 50 μm a 4 bar.



Fig 33 – Armazenamento dos espécimes em água destilada.

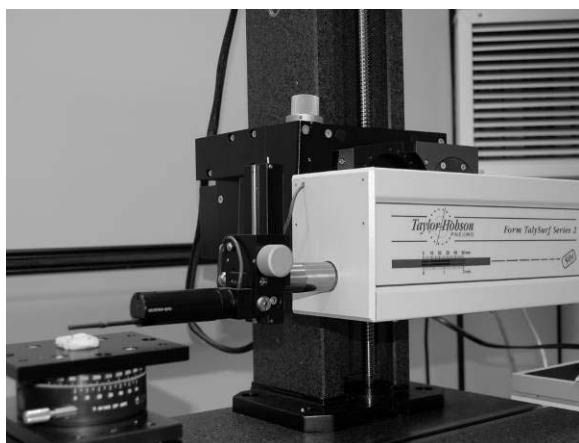


Fig 34 – Rugosímetro.

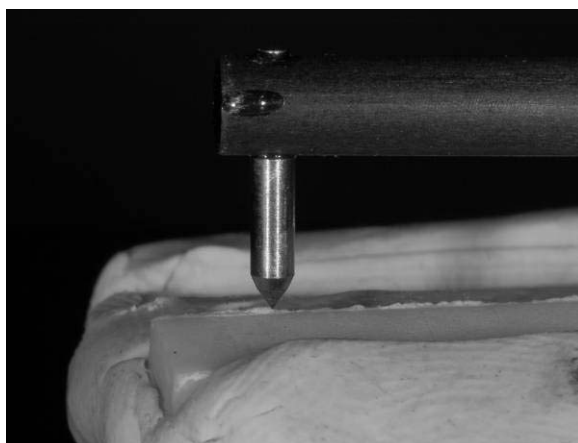


Fig 35 – Rugosímetro em movimento.



Fig 36 – Máquina de teste universal.

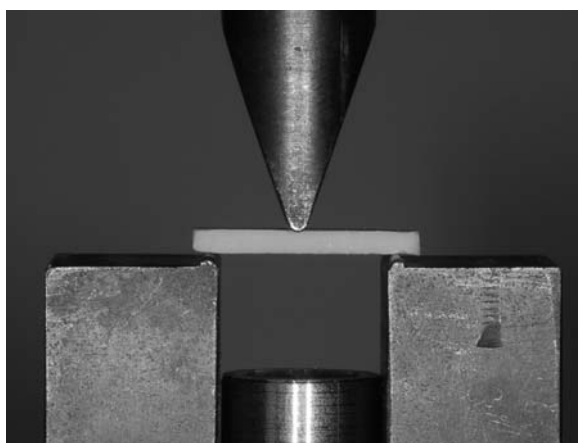


Fig 37– Máquina em movimento.

APÊNDICE III – RESUMOS DA LITERATURA UTILIZADAS NA DISCUSSÃO

Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. J Dent 2004;32:91-9.

Albakry, Guazzato & Swain, em 2004, avaliaram o efeito de diferentes tratamentos de superfície, jateamento, abrasão e polimento, na resistência flexural do IPS Empress e IPS Empress 2 e testaram a hipótese de que sua resistência é dependente da rugosidade de superfície. Cento e quarenta discos (14 mm de diâmetro e 1,1 mm de espessura), foram fabricados e divididos em 7 grupos com vinte espécimes cada. Grupo 1, sem tratamento; Grupo 2, polidos; Grupo 3, polidos mais tratamento com *glazing* por aquecimento; Grupo 4, abrasionados; Grupo 5, abrasionados mais tratamento com *glazing* por aquecimento; Grupo 6, jateados; Grupo 7, jateados mais tratamento com *glazing* por aquecimento. A rugosidade de superfície foi analisada com perfilômetro e a rugosidade média extraída. A resistência flexural biaxial foi avaliada por uma máquina de teste universal. O grupo controle e o grupo jateado, apresentaram maiores valores para rugosidade. O grupo polido apresentou menores valores para rugosidade e maiores valores para resistência em ambos materiais. Nenhuma diferença significativa foi encontrada para resistência flexural entre o grupo controle, jateado e abrasão para cada cerâmica. Para o tratamento de *glazing*, ambas cerâmicas demonstraram similar rugosidade e resistência nos diferentes tratamentos. O estudo concluiu que, abrasão e jateamento não afetaram a resistência flexural de ambas as cerâmicas testadas, E1 e E2. Os tratamentos de *glazing* também não afetaram a resistência das cerâmicas. Ambos os materiais demonstraram uma resistência significativamente maior e variações menores de resistência quando estes foram polidos. Este estudo não demonstrou uma boa correlação entre resistência e rugosidade de superfície.

Cattell MJ, Palumbo RP, Knowles JC, Clarke RL, Samarawickrama DY. The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics. J Dent. 2002;4:161-9.

O objetivo deste estudo foi testar e comparar a resistência flexural do IPS Empress 2 após tratamento de queima na adição de cerâmica de cobertura e caracterizar sua microestrutura. Quarenta espécimes em forma de discos com 2 mm x 14 mm e quarenta espécimes com 1 mm x 14 mm, foram produzidos. Grupo 1 (2 x 14 mm) foi apenas prensado e grupo 2 foi sujeito aos ciclos de queima recomendados. Grupo 3 e 4 (1 x 14 mm) foi coberto com cerâmica de dentina e tratado com a mesma queima que o grupo dois. Os grupos 1, 2 e 3 foram lixados com papel de 800 grit silicon carbide somente na superfície compressiva e o grupo 4 em ambas as superfícies. Vinte espécimes por grupo foram testados usando o teste de resistência flexural biaxial. Os espécimes foram observados usando difração por raio x (XRD) e microscópio eletrônico por varredura (SEM). A média de resistência flexural para os grupos foram: grupo 1, 265,5; grupo 2, 251,3; grupo 3, 258,6; grupo 4, 308,6. Não foi encontrada diferença estatística entre os grupos 1, 2 e 3. O grupo 4 diferiu estatisticamente dos demais grupos. XRD e SEM revelou os cristais de disilicato de lítio e ortofosfato de lítio no IPS Empress 2. Também foi observado na fase vítrea da cerâmica de cobertura algumas evidências de fase cristalina. O tratamento de queima ou cobertura com cerâmica do IPS Empress 2 não afeta significativamente a média de resistência flexural. A modificação da superfície do IPS Empress 2 aumentou a média de resistência flexural.

Fujita H, Bianchi EC, Aguiar PR, Sanchez LEA, Silva Jr CE. Introduction to abrasive grinding of ceramics. Cerâmica 2006;52: 269-275.

Fujita, Bianchi, Aguiar, Sanchez & Silva, em 2006, em uma revisão de literatura apresentaram o atual estágio do estudo da retificação de materiais cerâmicos. Enfatizaram que os materiais cerâmicos não apresentam deformação plástica apreciável e que sua resistência ao impacto é reduzida devida sua baixa tenacidade. Mencionam a teoria de Griffith a qual considera que um corpo frágil contém pequenas falhas (microtrincas). Quando um esforço de tensão externa é aplicado, as pontas das microtrincas atuam como concentradores de tensão. Como o corpo não pode liberar estas tensões através de deformação plástica, a tensão local na região próxima às pontas das microtrincas mais severas (crítica) aumentam até atingir a resistência teórica, causando a ruptura do corpo. Segundo a teoria, a resistência dos materiais cerâmicos é controlada principalmente por duas variáveis: Energia de fratura específica (γ_i), que é uma propriedade do material sem defeitos e que depende de parâmetros microestruturais (como tamanho de grão) e tamanho do defeito crítico (falha), que é uma característica microestrutural relacionada ao processamento do material. As falhas podem ser divididas em pré-existentes ou induzidas por tensão. As falhas pré-existentes são compostas por falhas extrínsecas (devido a condições externas, como usinagem e sinterização) e falhas intrínsecas (que dependem das propriedades dos materiais e microestrutura). Os autores concluem que embora uma trinca mediana individual ou uma microtrinca possa ser muito pequena para ser crítica na redução de resistência, um grupo de trincas médias ou microtrincas pode atuar como uma trinca maior e iniciar a falha.

de Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. Dent Mater 2000;16:381-8.

Jager, Feilzer & Davidson (2000) tentaram estabelecer um critério da influência do acabamento de superfície na resistência das cerâmicas dentais. A hipótese testada foi que a rugosidade obtida por diferentes procedimentos de acabamento concentrará um stress no material. Quatro cerâmicas foram avaliadas, Cerinate Body, Duderam LFC, Flexo Ceram Dentine e Vita VMK68. Para cada cerâmica sessenta discos (22 mm de diâmetro e 2 mm de espessura) foram fabricadas. Os espécimes foram divididos em seis grupos, Grupo 1, sem tratamento; Grupo 2, glazing por aquecimento; Grupo 3, desgastados por uma máquina (Celay); Grupo 4, desgastados como grupo 3 mais glazing por aquecimento; Grupo 5, polidos usando uma máquina de polimento; Grupo 6, polidos como o grupo 5 mais glazing por aquecimento. Finalmente metades dos espécimes de cada grupo foram armazenadas em solução acética, para simular a exposição de diferentes fluidos ácidos encontrados no ambiente oral. A resistência flexural biaxial foi analisada em uma máquina de teste universal e a rugosidade média determinada por perfilômetro. Os resultados deste estudo indicam que a rugosidade de superfície determina a resistência de um material cerâmico, exceto onde o material tenha uma estrutura interna que cause uma concentração mais uniforme do stress do que aquele causado pela combinação da rugosidade e das falhas de superfície. Os pesquisadores não encontraram melhoras na resistência após tratamento com *glazing*.

Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. J Prosthet Dent 1989;62:536-41.

Kelly, Campbell & Bowen, avaliaram os mecanismos de falhas das restaurações cerâmicas utilizando o método de fractografia quantitativa. Dois materiais foram avaliados, Dicor e Vitadur-N. Espécimes com 3 mm x 3 mm x 30 mm foram utilizadas para determinar a resistência do material. Posteriormente as superfícies fraturadas foram avaliadas utilizando um microscópio eletrônico de varredura para determinar o início da fratura. A resistência média da fratura para a porcelana de Vitadur-N foi de 94,7 +/- 12,4 MPa; para DICOR foi de 55,4 +/- 10,6 MPa. Os autores concluíram que a fractografia quantitativa pode ser utilizada no estudo da falha de restaurações cerâmicas. Clinicamente as coroas Dicor falham na superfície interna do material.

Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. J Dent Res 1994;73:1824-32.

Thompson, Anusavice, Naman & Morris, compararam as características da superfície fraturada de restaurações clínicas de cerâmica, com espécimes em teste de laboratório, fabricado com os mesmos materiais. Dez coroas fraturadas de Dicor e 12 coroas fraturadas de Cerestore foram analisadas. Doze discos foram fabricados para cada material e avaliados por resistência flexural biaxial, para a análise das similaridades e/ou das diferenças entre as características fractográficas das coroas fraturadas clinicamente e os discos. Cem por cento das restaurações Dicor e setenta e oito por cento das restaurações Cerestone apresentaram início da fratura na superfície interna. A resistência flexural para o Dicor variaram de 65 a 94 MPa e para

Cerestore foram 15 e 68 MPa. Os autores concluíram que os locais da iniciação da fratura da cerâmica dental são controlados primeiramente pela posição e pelo tamanho da falha crítica, e não pela espessura do espécime.

Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. Dent Mater 2005;21:920-9.

Quinn, Quinn, Kelly & Scherrer, avaliaram três coroas fraturadas de diferentes materiais cerâmicos pela técnica de fractografia. Três cerâmicas puras foram avaliadas: Procera AllCeram, Cerestore e o Empress 2. Nos três casos a fratura originou na superfície interna do material.

Salvio LA, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MAC, Goes MF, Knowles JC. Effect of water storage and surface treatments on the tensile bond strength of IPS Empress 2 ceramic. J Prosthodont 2007;16:192-199.

Sálvio, Sobrinho, Consani, Sinhoreti, Góes & Knowles, em 2007, avaliaram o efeito das condições de armazenamento em água (24 horas e 1 ano) na resistência de união entre o IPS Empress 2 e o cimento resinoso Variolink 2, sob diferentes tratamentos de superfície. Cento e oitenta discos foram fabricados, com diâmetro de 5,3 mm de diâmetro no topo e 7 mm de diâmetro na base, com 2,5 mm de espessura. O maior diâmetro foi utilizado para prender os espécimes no teste de tração. O menor diâmetro foi utilizado para o teste, onde passou por um polimento adquirindo o diâmetro de 5,5 mm. Os espécimes foram separados em pares e divididos em seis grupos. Grupo 1 e 4, atacados com ácido fluorídrico 10% por 20 segundos; Grupos 2 e 5, jateados com óxido de alumínio 50 µm por 5 segundos a pressão de 2 bar.

Grupos 3 e 6, jateados com óxido de alumínio 100 µm por 5 segundos. Aleatoriamente os pares cerâmicos foram unidos com o cimento resinoso e fotopolimerizados. Os exemplares dos grupos 1 ao 3 foram armazenados em água destilada a 37° C por 24 horas, e os grupos 4 ao 6 foram armazenados em água destilada por um ano. O teste de tração foi feito em uma máquina de teste universal. Os espécimes tratados com ácido fluorídrico 10% demonstraram maior resistência de união do que aqueles tratados com 50 e 100 µm Al₂O₃ (p<0,05). O jateamento com 50 µm Al₂O₃ mostrou maior resistência de união que com 100 µm Al₂O₃. Os autores concluíram que os valores de resistência de união para armazenamento em 24 horas para os três grupos foram significativamente maiores do que em um ano.

Fischer H, Schafer M, Marx R. Effect of surface roughness on flexural strength of veneer ceramics. J Dent Res. 2003;82:972-5.

Fisher, Shafer & Marx testaram neste estudo que a rugosidade de superfície em escala de defeitos microscópicos pode afetar a resistência flexural dos materiais cerâmicos. Para isto, diferentes rugosidades de superfície foram criadas na superfície dos materiais cerâmicos. Trezentos e vinte espécimes (1,5 mm x 3,0 mm x 30,0 mm) foram feitos com quatro materiais cerâmicos, Empress (n=80), Empress 2 (n=80), Symbio Ceram (n=80) e Vita Akzent (n=80). Os espécimes de cada material foram divididos em quatro grupos. Grupo 1, polido; Grupo 2, jateado com óxido de alumínio 50 µm; Grupo 3, jateado com óxido de alumínio 100 µm; Grupo 4, jateado com óxido de alumínio 250 µm. A rugosidade de superfície foi examinada por meio de um perfilometro, obtendo os valores de rugosidade média. Os valores de resistência flexural foram avaliados em teste de quatro pontos em máquina de teste universal. Os espécimes do grupo 1 apresentaram menor rugosidade (0,2 a 0,3 µm), seguido pelo

grupo 2 (2,6 a 3,0 μm), seguido pelo grupo 3 (2,7 a 4,7 μm), seguido pelo grupo 4 (5,5 a 6,1 μm). Os valores de resistência flexural foram de 68,3 a 108,3 MPa para o Empress; 50,5 a 93,7 MPa para o Empress 2; 52,7 a 72,8 para Symbio Ceram e 52,0 a 77,2 MPa para Vita Akzent. A resistência dos espécimes diminui continuamente com o aumento da rugosidade de superfície. Os resultados revelam que a preparação fina das restaurações cerâmicas tem uma influência decisiva na resistência do material.

Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. J Oral Rehabil 2005;32:598-605.

Este estudo avaliou a união adesiva de cimentos resinosos ao IPS Empress 2 . Dois tamanhos de espécimes (discos) e três grupos com pares de espécimes foram separadamente tratados previamente e cimentação utilizando três técnicas: condicionamento com ácido fosfórico, condicionamento com ácido fluorídrico e abrasão com óxido de alumínio. Cada grupo foi dividido em 4 sub-grupos: grupo i, foi unido com cimento resinoso Variolink II; grupo ii, foi tratado com silano Monobond-S e unido com cimento resinoso Variolink II; grupo iii, foi unido com adesivo acrílico Super-bond; grupo iv, foi tratado com silano Porcelain Liner M e unido com adesivo acrílico Super-bond. A resistência de união foi determinada antes e após 100.000 termo ciclagem. A resistência de união variou de 10,6 a 71,5 MPa antes da termo ciclagem e após termo ciclagem variou de 0 a 61,2 MPa. Entre as três superfícies preparadas, o grupo tratado com ácido fluorídrico foi o mais efetivo na resistência de união para ambos os materiais, especialmente para os espécimes silanizados. A aplicação do silano elevou a resistência de união para ambos os cimentos resinosos

independente do tratamento de superfície. Pode-se concluir que, para ambos os agentes resinosos, a durabilidade de união ao IPS Empress 2 pode ser melhorada através da combinação de condicionamento com ácido fluorídrico e silanização.

Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Effect of acidic pretreatment combined with a silane coupling agent on bonding durability to silicon oxide ceramic. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2005;1:97-103.

Este estudo examinou o efeito de diferentes tratamentos ácidos e o papel do monômero fosfato em um agente silano na durabilidade de um cimento resinoso dual. Blocos cerâmicos (Vita Celay Blanks) foram cortados em laminas de 3 mm de espessura polidos com papel 600 grit SiC. Dois pares não tratados foram usados como controle, dois pares foram tratados com ácido fosfórico 20% e mais dois pares foram tratados com 20% de ácido fluorídrico. Metade dos espécimes foram silanizados com Tokuso Ceramics Primer e a outra metade tratados com o mesmo silano sem monômero fosfato. Todos os pares foram unidos com cimento resinoso dual Bistite II e fotopolimerizado. Após 24 h de armazenamento em água a 37°C, os espécimes foram cortados em fatias de 0,7 mm espessura. Imediatamente, após seis meses e um ano de armazenamento em água, dois bastões foram selecionados aleatoriamente de cada subgrupo e foram cortados em barras de 6 x 0,7 x 0,7 mm para o teste de microtração. Os dados foram analisados através do teste de wilcoxon signed rank tests ($p < 0,05$). Após um dia, no grupo tratado com silano não houve diferença significativa entre o grupo controle e os grupos condicionados com ácido. Os grupos tratados com silano e condicionados com ácido mais silano sem monômero fosfato exibiram significativa redução após seis meses. Após um ano, o grupo tratado com ácido mais silano não diferiu estatisticamente do grupo controle. Não houve também nenhuma redução significativa entre condicionamento com ácido

fluorídrico mais silano e silano sem monômero fosfato após um ano. Isto sugere que o pré-tratamento com ácido na superfície cerâmica não melhora a durabilidade de união quando um monômero fosfato esta presente como ativador no silano.

Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2004;71:381-6.

Zhang, Lawn, Rekow & Thompson, avaliaram neste estudo o efeito do jateamento na resistência a longo prazo de uma cerâmica contendo alumina e outra estabilizada por ytrio. As cerâmicas foram avaliadas experimentalmente, usando contato Hertzian com indentador esférico para simular cargas oclusais. Espécimes com dimensões de 20 mm comprimento x 20 mm de largura, foram polidos ate aproximadamente 1 mm de espessura ou menos. Os espécimes foram divididos em dois grupos. O primeiro grupo permaneceu em seu estado de polimento. O segundo grupo foi sujeito ao tratamento com jato de óxido de alumínio 50 µm a 276 KPa por 5 segundos. Os espécimes foram submetidos a teste de fadiga realizada em uma máquina hidráulica na frequência de 10 Hz. Os autores concluíram que o tratamento de abrasão da superfície pode ser um importante fator na degradação do desempenho das restaurações cerâmicas a longo-prazo.

Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. J Prosthet Dent. 1999;81:662-7.

Malament & Socransky, avaliaram neste estudo por meio de database os fatores que influenciam a sobrevida das restaurações cerâmicas Dicor a longo prazo

em ambiente oral. Quarenta e sete pacientes, entre 17 a 91 anos de idade, contendo restaurações cerâmicas unitárias ou ponte de três elementos, foram avaliados. As restaurações foram consideradas falhas quando elas exibiram fratura da peça que necessitaria reposição da mesma. Os dados avaliaram 1444 restaurações. Cento e oitenta e oito falhas foram observadas. A probabilidade de sobrevivência das restaurações atacadas ou não atacadas com ácido foi de 76% e 50% respectivamente. Os dados indicaram que as restaurações atacadas com ácido exibiram melhores resultados do que as restaurações não atacadas pelo ácido. As restaurações em pacientes femininos apresentaram melhores resultado que os pacientes masculinos. As restaurações colocadas em dentes posteriores apresentaram piores resultados quando comparados com dentes anteriores. Os dados sugerem que a cerâmica dicor pode ser usada com sucesso se a mesma for atacada com ácido.

Roulet JF, Janda RJ. Future Ceramic Systems. Oper Dent Supplement 2001;26:211-228.

Roulet & Janda, realizaram nesta revisão um apanhado geral sobre o que esta sendo feito e o futuro das restaurações cerâmicas. Uma inlay ou coroa é frequentemente estressada como uma barra no teste de resistência flexural de três pontos. Se há uma carga na superfície oclusal de uma restauração, a superfície interior da restauração é sujeita a stress de tração. Os materiais cerâmicos frágeis e sempre possuem microtrincas em sua superfície devido aos procedimentos de acabamento. Estas microtrincas podem propagar sob carga, incluindo uma carga moderada após fadiga do material com subsequente falha da peça. Há dois modos de aliviar este problema melhorar as características mecânicas do material ou

eliminar/prevenir a propagação de trincas da superfície interna. Isto é feito com a técnica adesiva. Cerâmicas feldispáticas e cerâmicas reforçadas por disilicato de lítio, podem ser atacada por ácido hidrófluorídrico ou componentes similares, expondo o conteúdo dos cristais criando micro retenções. A superfície atacada pode ser umedecida e penetrada por resina, o qual permite uma forte adesão micro mecânica. A silanização da superfície aumenta a molhabilidade e resistência de união. O tratamento desta superfície é crucial para o comportamento clínico, é altamente recomendado que dentistas condicionem a superfície interna da restauração imediatamente antes da cimentação.

APÊNDICE IV – FOTOMICROGRAFIAS

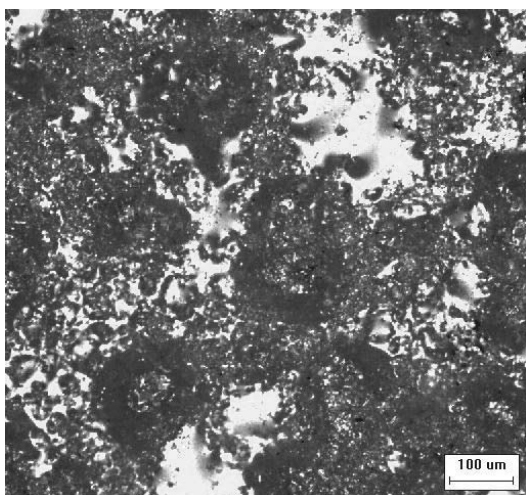


Fig. 1 – Superfície NP aumento de 100x.

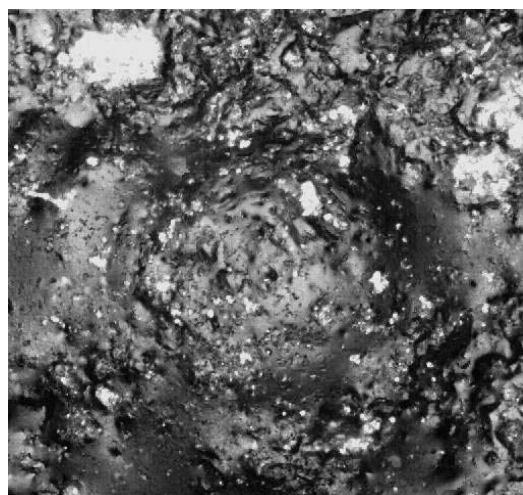


Fig. 2 – Superfície NP aumento de 500x.

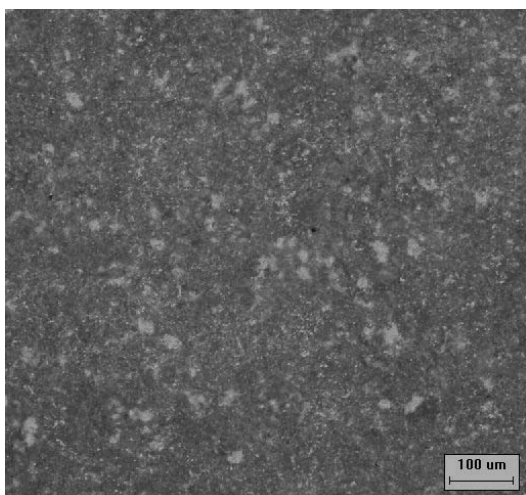


Fig. 3 – Superfície NPA aumento de 100x.

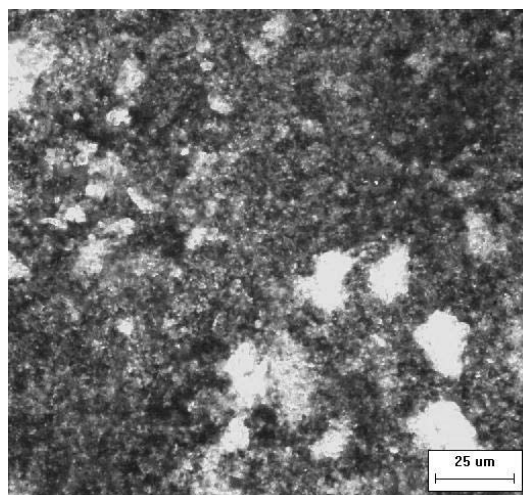


Fig. 4 – Superfície NPA aumento de 500x.

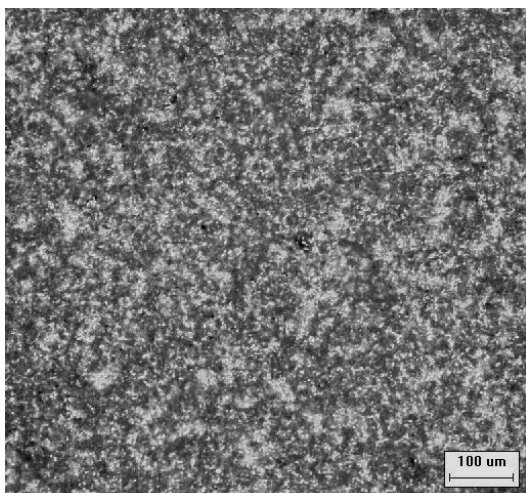


Fig. 5 – Superfície NPJ aumento de 100x.

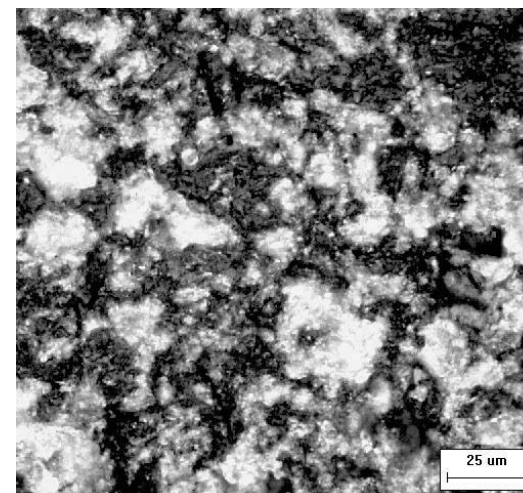


Fig. 6 – Superfície NPJ aumento de 500x.

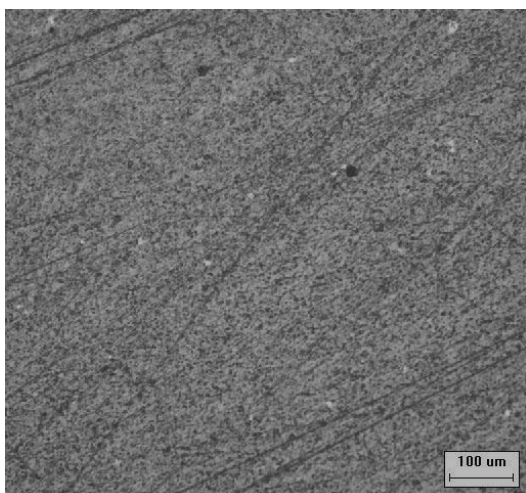


Fig. 7 – Superfície P aumento de 100x.

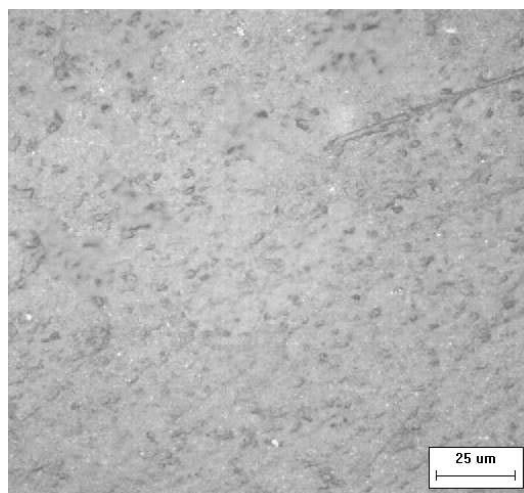


Fig. 8 – Superfície P aumento de 500x.

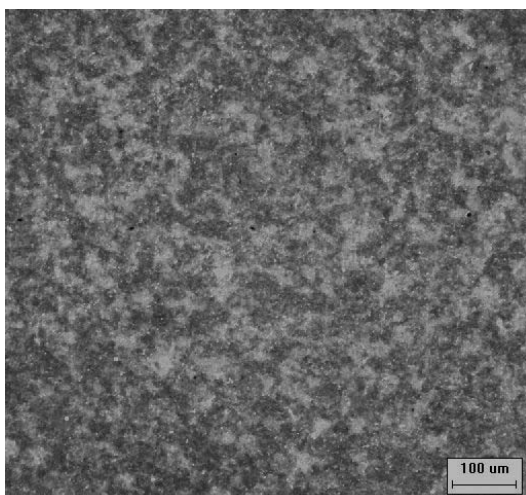


Fig. 9 – Superfície PA aumento de 100x.

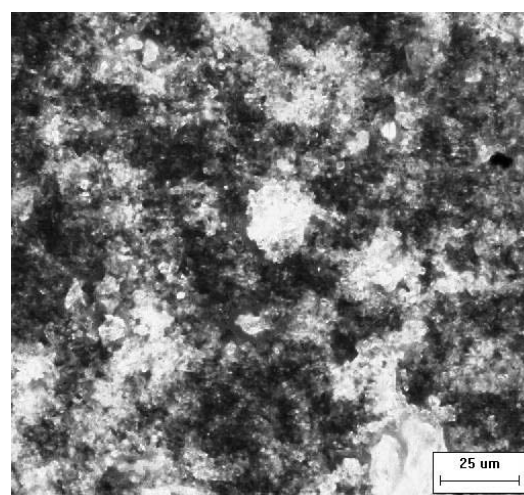


Fig. 10 – Superfície PA aumento de 500x.

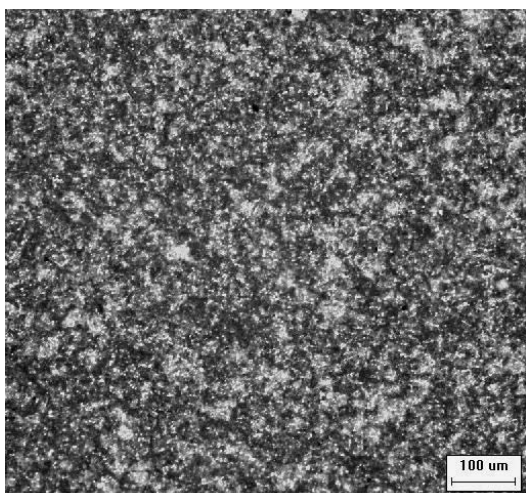


Fig. 11 – Superfície PJ aumento de 100x.

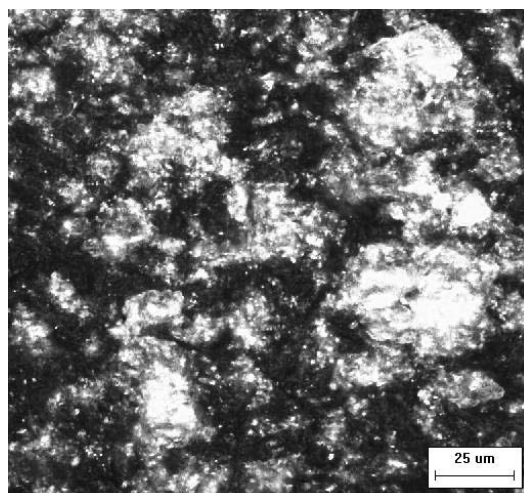


Fig. 12 – Superfície PJ aumento de 500x.

ANEXO – NORMAS DA REVISTA

The International Journal of Prosthodontics

Author Guidelines

The International Journal of Prosthodontics will consider for publication original articles on relevant prosthodontic clinical research and patients' oral rehabilitative needs. The submitted articles must not have been published or submitted for publication elsewhere. Articles may be submitted as Long (LC) or Short Communications (SC), with both formats undergoing identical review processes. Papers dealing with the clinical management of prosthodontic patients or clinically relevant biomaterials investigations are more likely to be accepted as LCs, while laboratory investigations, pilot or preliminary studies, and case history reports should be preferably submitted as SCs. The Editor-in-Chief reserves the right to request that an author change a submission from an LC to an SC, or vice versa.

Review/editing of manuscripts.

Manuscripts will be reviewed by the editor-in-chief, one associate editor, and one or two reviewers or consultants with expertise within the scope of the article. Papers that draw conclusions from statistical evidence may be reviewed by a statistical consultant. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

Adherence to guidelines.

Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

Submit manuscripts in the following order of preference:

1. **Via online submission service** (www.manuscriptmanager.com/ijp)
Manuscripts should be uploaded as PC Word (doc) files with tables and figures preferably embedded within the document. No paper version is required.
2. **Via e-mail as a PC Word or PDF document** (ijp.submit@quintbook.com)
Illustrations should be embedded in the PC Word document but can be attached in any format that can be opened using Adobe Photoshop (tif, eps, jpg) or as Microsoft PowerPoint documents (ppt).
No paper version is required.
3. **Via mail: one paper copy of the manuscript and figures plus a floppy disk or CD-ROM (mandatory)**
The disk/CD-ROM should contain a word file of the manuscript text and tables. Figures should be embedded in the PC Word document but can be included as separate files on the disk in any format that can be opened using Adobe Photoshop (tif, eps, jpg) or as Microsoft PowerPoint documents (ppt).

Send submissions via mail to:
Dr George A. Zarb
Editor-in-Chief
The International Journal of Prosthodontics
Department of Prosthodontics
Faculty of Dentistry
University of Toronto
124 Edward Street
Toronto, Ontario, M5G 1G6 Canada

Manuscript Preparation

The Journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36–47). Short Communications must not exceed 700 words, 4 illustrations with concise legends, and 5 references.

Manuscripts should be typed double-spaced with a 1-inch margin all around. Number all pages.

- **Title page.** This should include the title of the article (descriptive but as concise as possible) and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.
- **Abstract/key words.** For Long Communications, include a maximum 250-word structured abstract (with headings Aims, Methods, Results, Conclusion) and five key words. Short Communications should include a 100-word abstract that can be published on PubMed.
- **Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.
- **Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.
- **Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.
- **Discussion.** Emphasize new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies; point out the implications of the findings and their limitations.
- **Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.

- **Figure Legends.** Figure legends should be grouped at the end of the text and typed double-spaced.
- **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.
- **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer should be included parenthetically at first mention.

References

- All references must be cited in the text, numbered in order of appearance.
- The reference list should appear at the end of the article in numeric sequence.
- Do not include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
- Avoid using abstracts as references.
- Provide complete information for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include the title of the chapter and names of the book's editor(s).

Journal reference style:

1. Turp JC, Kowalski CJ, Stohler CS. Treatment-seeking patterns of facial pain patients: Many possibilities, limited satisfaction. *J Orofac Pain* 1998;12:61–66.

Book reference style:

1. Hannam AG, Langenbach GEJ, Peck CC. Computer simulations of jaw biomechanics. In: McNeill C (ed). *Science and Practice of Occlusion*. Chicago: Quintessence, 1997:187–194.

Illustrations and Tables

- All illustrations and tables should be numbered and cited in the text in order of appearance.
 - Illustrations and tables should be embedded in a PC Word document.
 - All illustrations and tables should be grouped at the end of the text.
 - High-resolution images must be sent to Dr Zarb's office.
 - Original artwork or slides may still be required of the author after acceptance of the article.
-

Mandatory Submission Form

The Mandatory Submission Form must be signed by all authors and faxed to Dr Zarb's office (+416-979-4936).

Permissions and Waivers

- Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.
- Waivers must be obtained for photographs showing persons. When such waivers are not supplied, faces will be masked or cropped to prevent identification.
- Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to Dr Zarb's office (+416-979-4936).