

**LUCAS VILLAÇA ZOGHEIB**

**EFEITO DA NEUTRALIZAÇÃO E REMOÇÃO SÔNICA DO  
PRECIPITADO DO ÁCIDO FLUORÍDRICO NA RESISTÊNCIA  
À FRATURA DE COROAS CERÂMICAS**



**2010**

**LUCAS VILLAÇA ZOGHEIB**

**EFEITO DA NEUTRALIZAÇÃO E REMOÇÃO SÔNICA DO  
PRECIPITADO DO ÁCIDO FLUORÍDRICO NA RESISTÊNCIA  
À FRATURA DE COROAS CERÂMICAS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Estevão Tomomitsu Kimpara

São José dos Campos

2010

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:  
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos Campos: FOSJC/UNESP; 2008.

Z73e Zogheib, Lucas Villaça.

Efeito da neutralização e remoção sônica do precipitado do ácido fluorídrico na resistência à fratura de coroas cerâmicas / Lucas Villaça Zogheib. \_\_São José dos Campos: [s.n], 2010.

117. f. : Il.

Tese ( Doutorado em Odontologia Restauradora) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho". 2010.

Orientador: Estevão Tomomitsu Kimpara.

1. Cerâmica – 2. Ácido fluorídrico– 3. Neutralização de resíduos químicos. I. Kimpara, Estevão Tomomitsu. II Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos. III Titulo.

tD15

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos –  
UNESP

## **AUTORIZAÇÃO**

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 06/07/2010

Assinatura:

E-mail: lucaszogheib@yahoo.com.br

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Adj. Estevão Tomomitsu Kimpara** (Orientador)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos  
Universidade Estadual Paulista – UNESP

**Prof. Tit. Alvaro Della Bona**

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos  
Universidade Estadual Paulista – UNESP

**Prof. Assoc. José Henrique Rubo**

Faculdade de Odontologia de Bauru  
Universidade de São Paulo - USP

**Prof. Tit. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti**

Faculdade de Odontologia de Piracicaba  
Universidade de Campinas - UNICAMP

**Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos  
Universidade Estadual Paulista – UNESP

São José dos Campos, 06 de Julho de 2010.

## DEDICATÓRIA

Ao **ETERNO PAI** pela sua perene companhia e pelo seu surpreendente e maravilhoso plano de amor para a minha vida;

A minha mãe, **ANA MARIA LINS VILLAÇA ZOGHEIB**, ex-professora de prótese, pelo seu exemplo de humildade e dedicação na carreira docente.

Ao meu pai, **Eduardo**, por toda sua estória, por toda seu amor e dedicação em nos formar como pessoas integras.

Aos meus irmãos, **Paulo, Renata, André, Nassif e Marcela**, pelo amor, carinho e incentivo em toda a minha vida, sempre acreditando na minha capacidade de alcançar meus objetivos.

Aos meus tios **Saad e Jorge**, pelo exemplo de humildade, fé e esperança de entregarem suas vidas por um Ideal que não passa.

A minha querida noiva, **Roberta**, por aceitar com alegria e coragem o desafio de formar uma família cristã por toda a vida

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Prof. Adjunto **Estevão Tomomitsu Kimpara**, por aceitar-me livremente como orientado, pela sua orientação segura que foi além dos limites da faculdade, pelos conselhos, pela sua honestidade e amizade, a minha gratidão.

Ao Prof. Titular **Marco Antonio Bottino**, responsável pela Especialidade Prótese Dentária do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, pelo sua preocupação contínua de aprimoramento científico/ profissional de cada um de nós alunos. Meu muito obrigado.

A comunidade do **Movimento dos Focolares de São José dos Campos**, pelo carinho e hospitalidade com que me receberam em São José, pelo amor recíproco construído, fizeram me entender uma vez mais o sentido da humanidade como uma única grande família. Meu muito obrigado e onde estivermos, estaremos sempre em casa.

A **família Holleben**, pelo carinho gratuito com o qual sempre me trataram. Deus abençoe a cada um de vocês.

Ao meu maior amigo de turma **Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**, pela sua amizade e incentivo por todo período do curso.

Aos vários relacionamentos construídos durante estes

quase quatro anos de curso de doutorado. Em maior ou menor grau, cada um a sua maneira, conscientemente ou não, todos vocês moldaram a minha pessoa hoje. Aos amigos do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária **Aleska Vanderlei, Anderson Castilho, Celina Wanderley de Abreu, Diana Capelli Barca, Eurípedes Kaizo Ariki, Fernanda Pelógia, Gustavo Vasconcellos, Humberto Lago de Castro, José Renato, Liliana Gressler May, Liliana, Luís Guilherme S. de Macedo, Lucas Hian, Humberto Lago de Castro, Marianna Gonçalves, Paula Benetti, Priscilla Cristoforides, Regina Amaral dos Santos, Renata Melo, Rodrigo Othavio, Sandra Zamboni, Sheila Passos, Silvia Massae, Susana Marocho, Vanessa Macedo** Minha gratidão e contem comigo onde estiverem.

Ao Prof. **Álvaro Della Bona**, pela amizade, postura profissional e humildade em dividir seus conhecimentos. Meus sinceros agradecimentos.

## AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de São José dos Campos**  
– Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” UNESP, na  
pessoa de seu Diretor, **Prof. Adjunto José Roberto Rodrigues**

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível  
Superior – **CAPES**, pelo apoio financeiro concedido. através de bolsa  
durante todo o curso de doutorado no Brasil bem como no estágio no  
exterior (Processo BEX: 3242/08-0).

À Fundação de Amparo à Pesquisa do estado de São  
Paulo – **FAPESP**, pelo auxílio financeiro conferido para a realização deste  
trabalho (Processo # 2009/50494-4).

À **Ivoclar/Vivadent** pelo fornecimento dos blocos  
cerâmicos e sistema adesivo utilizado nesta pesquisa.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia  
Restauradora, coordenado pelo **Prof. Adjunto Clóvis Pagani**.

À **Universidade de Newcastle**, Faculdade de Ciências  
Odontológicas, Departamento de Materiais Dentários, representado pelo  
**Prof. John F. McCabe**, pela oportunidade do estágio na Inglaterra.

Aos **Professores do Programa de Pós-Graduação em  
Odontologia Restauradora**, pela contribuição na minha formação

acadêmica e científica.

Ao **chefe do departamento** de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, **Prof. Adjunto Lafayette Nogueira Júnior**.

Aos Professores da Disciplina Materiais Dentários, **Estevão Tomomitsu Kimpara, Sigmar de Melo Rode, Rubens Nisie Tango e Paula Komori**,

Aos Professores da Disciplina Prótese Total, **Tarcisio José de Arruda Paes Junior, Alexandre Luiz Souto Borges e Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**, por terem me acolhido no grupo e pela convivência agradável.

Aos Professores da Disciplina de Prótese Parcial Fixa, **Marco Antonio Bottino, Fernando Eidi Takahashi, Renato Sussumo Nishioka, Osvaldo Daniel Andreatta Filho e Alberto Noriyuki Kojima**

Aos Professores da Disciplina Prótese Parcial Removível, **Carlos Augusto Pavanelli, Eduardo Shigueyuki Uemura, José Eduardo Junho de Araújo, Lafayette Nogueira Junior, Marcos Yasunóri Maekawa, Rodrigo Máximo de Araújo**, meus agradecimentos pelo carinho e convivência.

Às secretárias da seção de Pós-Graduação, **Rosemary de Fátima Salgado Pereira, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza**, pela dedicação e atenção prestadas.

Às secretárias do departamento de Materiais

Odontológicos e Prótese, **Eliane Wenzel B. Silveira e Clélia Aparecida de P. Martins** pela atenção, amizade e dedicação dispensada.

Aos técnicos de laboratório, **Maria Inês Moreira dos Santos e Fernando Carlos Fontes** pela amizade e solicitude continua nas atividades do departamento.

Ao amigo e Prof. **Ivan Balducci**, pela atenção e disponibilidade dispensada durante o curso de doutorado

Ao Prof. **Florindo Luiz Castoldi**, da Universidade de Passo Fundo, e ao Prof. **Carlos Costa**, pela análise estatística deste trabalho.

Ao **Laboratório Lian**, na pessoa do Romildo, pela atenção dispensada na etapa de fresagem dos blocos cerâmicos e confecção das coroas.

À Diretora Técnica, **Silvana Alvarez**, e toda a equipe dos Serviços de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, pelas correções da normatização adotada neste trabalho.

E a todos que, neste período da minha vida, contribuíram de alguma forma na minha formação como pessoa e também na execução deste trabalho, minha sincera gratidão.

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>12</b>
<b>LISTA DE TABELAS .....</b>	<b>14</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....</b>	<b>15</b>
<b>RESUMO .....</b>	<b>17</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>18</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>22</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>70</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODO .....</b>	<b>71</b>
<b>4.1 Seleção, inclusão e preparo dos espécimes.....</b>	<b>71</b>
<b>4.2 Avaliação da espessura da película de cimento das coroas.....</b>	<b>76</b>
<b>4.3 Tratamento de superfície e cimentação das coroas cerâmicas.....</b>	<b>79</b>
<b>4.4 Análise topográfica e química da cerâmica via MEV e EDS..</b>	<b>80</b>
<b>4.5 Ensaio de resistência à fratura.....</b>	<b>82</b>
<b>4.6 Análise das fraturas após o ensaio.....</b>	<b>83</b>
<b>4.7 Forma de análise dos resultados.....</b>	<b>84</b>
<b>5 RESULTADO.....</b>	<b>85</b>
<b>5.1 Análise topográfica e química da cerâmica via MEV e EDS..</b>	<b>85</b>
<b>5.2 Ensaio de resistência à fratura.....</b>	<b>89</b>
<b>5.3 Correlação entre espessura da película de cimento e resistência à fratura das coroas.....</b>	<b>91</b>
<b>5.4 Análise das fraturas após o ensaio.....</b>	<b>91</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>94</b>
<b>7 CONCLUSÃO. ....</b>	<b>99</b>

<b>8 REFERÊNCIAS .....</b>	<b>100</b>
<b>ANEXO.....</b>	<b>109</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>110</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1-	Seqüência para obtenção de camada uniforme de cera.....	72
Figura 2-	Posicionamento do dente no molde e inclusão em poliuretano.....	72
Figura 3-	Cilindro de poliuretano, remoção da cera, inclusão de silicone e embutimento finalizado.....	73
Figura 4-	Dispositivo utilizado para padronização dos preparos	74
Figura 5-	Dente a ser preparado; Desgaste axial; Desgaste oclusal/ preparo acabado; Largura do término.....	75
Figura 6-	Regiões da película de silicone onde a espessura foi avaliada.....	77
Figura 7-	Microscópio eletrônico de varredura acoplado à espectrofotômetro utilizado para as análises topográfica e química .....	82
Figura 8-	Espécime posicionado e estabilizado perpendicularmente a carga aplicada ao centro da face oclusal; Película de silicone interposta entre ponta aplicadora e a coroa.....	83
Figura 9-	Fotomicrografias por MEV dos tratamentos da superfície cerâmica (X5000): A – Ausência de condicionamento ácido; B – HF; C - HFN; D – HFU e E – HFNU .....	85
Figura 10-	Espectro de raio X de uma superfície cerâmica não condicionada com HF.....	87
Figura 11-	Espectro de raio X de uma superfície cerâmica do grupo HF.....	87

Figura 12-	Espectro de raio X de uma superfície cerâmica do grupo HFN .....	88
Figura 13-	Espectro de raio X de uma superfície cerâmica do grupo HFU .....	88
Figura 14-	Espectro de raio X de uma superfície cerâmica do grupo HFNU .....	90
Figura 15-	Distribuição dos valores de resistência à fratura segundo o tratamento de superfície.....	90
Figura 16-	Caracterização da classificação dos modos de fratura.....	91

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Valores médios da espessura da película de cimento (mm) da coroa por região do preparo em toda amostra.....	78
Tabela 2-	Ranqueamento crescente das coroas a partir do valor médio da espessura da película de cimento (mm).....	78
Tabela 3-	Distribuição seqüencial e alternada dos espécimes nos grupos de tratamento conforme posição no ranque.....	79
Tabela 4-	Tratamento de superfície realizado nos grupos.....	80
Tabela 5-	Classificação dos modos de fratura.....	84
Tabela 6-	Estatística descritiva dos dados de resistência à fratura (Kgf) obtidos para os diferentes tratamentos da superfície cerâmica.....	89
Tabela 7-	ANOVA um fator para os dados de resistência à fratura (Kgf) obtidos.....	91
Tabela 8-	Coefficiente de Correlação de Pearson entre as variáveis.....	91
Tabela 9-	Distribuição dos tipos de fratura nos grupos.....	92

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Al= Alumínio

$Al_2O_3$  = óxido de alumínio

C= Carbono

Ca= Cálcio

CAD/CAM= Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing

DP= Desvio padrão

E= módulo de elasticidade

F= Flúor

EDS= Espectroscopia por Energia Dispersiva

GPa= Gigapascal

HF= Ácido fluorídrico

Hz= Hertz

kgf= Quilograma força

$K_2O$ =óxido de potássio

$Li_2O$ = óxido de lítio

MEV= Microscopia eletrônica de varredura

M-D= mésio-distal

MgO = óxido de magnésio

min= minutos

mm= milímetro

MPa= Megapascal

Ma= Miliampère

N = Newton

P= Fósforo

$P_2O_5$ = pentóxido do fósforo

s= segundos

Si= silício

V-L= vestibulo-lingual

X= vezes

Yb= Itérbio

°C = graus Celsius

µm = micrômetro

Zogheib LV. Efeito da neutralização e remoção sônica do precipitado do ácido fluorídrico na resistência à fratura de coroas cerâmicas [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ. Estadual Paulista; 2010.

## RESUMO

Testou-se o efeito de diferentes formas de tratamento da superfície cerâmica após condicionamento com ácido hidrófluorídrico (HF) na resistência à fratura de coroas cerâmicas à base de dissilicato de lítio. Quarenta terceiros molares humanos receberam um preparo convencional para coroa total. Após escaneamento digital dos preparos, blocos cerâmicos foram usinados pelo sistema CAD/CAM para obtenção das coroas. A espessura da película de cimento das coroas ao preparo foi verificada com silicone de adição. As coroas foram distribuídas nos 4 grupos conforme o tratamento da superfície cerâmica (n=10): (HF)- HF à 4.9% por 20s + spray ar-água por 30s; (HFN)- HF + agente neutralizador por 5 min (N); (HFU) – HF + banho sônico por 5 min (U); e (HFNU)- HF + N + U. Após aplicação de uma camada de silano (60s), as coroas foram cimentadas com cimento resinoso dual. Uma carga compressiva de 1000Kg foi aplicada no centro da face oclusal da coroa com velocidade de 1 mm/min até a fratura. Os dados foram analisados por ANOVA e Tukey ( $\alpha=0,05$ ). A carga média de fratura (Kgf) foi: HF =  $169,92 \pm 21,37$ ; HFN =  $187,34 \pm 34,79$ ; HFU =  $166,63 \pm 40,22$  e HFNU =  $175,26 \pm 40,22$ . O tratamento da superfície cerâmica após condicionamento ácido não influenciou significativamente ( $p>0.05$ ) na resistência à fratura das coroas cerâmicas testadas, sugerindo que é desnecessário qualquer tratamento adicional para remoção de resíduos após o uso de HF e lavagem com jato de água-ar.

Palavras-chave: Cerâmica. Ácido fluorídrico. Neutralização de resíduos químicos

## 1 INTRODUÇÃO

O aumento da demanda por restaurações cerâmicas e poliméricas e o reduzido uso do amálgama, e das tradicionais restaurações metálicas fundidas, tem motivado inúmeras pesquisas envolvendo materiais livres de metal. Apesar do sucesso das restaurações metalocerâmicas, a necessidade de uma melhor estética aliada a biocompatibilidade cada vez maior impulsionam ainda mais o desenvolvimento de materiais para infra-estrutura de restaurações totais cerâmicas (Aboushelib et al., 2007; Etman; Woolford, 2010).

O comportamento frável das cerâmicas é considerado a principal desvantagem deste material (Suputtamongkol et al., 2008). Tal comportamento pode ser compreendido considerando a concentração de tensões ao redor dos defeitos superficiais (Taskonak et al., 2006; Tinschert et al., 2000). Enquanto metais podem ceder a altas tensões por se deformarem plasticamente, as cerâmicas tendem a não possuírem o mesmo mecanismo e a propagação de fraturas pode ocorrer até mesmo sob tensões de baixo a médio nível (Scherrer et al., 2006). Como resultado as cerâmicas possuem resistência à tração bem menores que à compressão (Anusavice, 1996; Attia et al., 2006).

No entanto, por apresentarem propriedades desejáveis como excelente qualidade estética, alta dureza e resistência à compressão, boa durabilidade química e biocompatibilidade, grande esforço tem sido feito para que as deficiências das cerâmicas sejam superadas (Anusavice, 1996). O desenvolvimento contínuo de materiais cerâmicos e técnicas de fabricação permitiu a introdução de novos sistemas totalmente cerâmicos (Attia et al., 2006, Bindl et al., 2006). Um

exemplo desta evolução é a associação de cerâmicas reforçadas por vários tipos de óxidos, com cerâmicas tradicionais (Webber et al., 2003; Aboushelib et al., 2007). Entre estes materiais, a cerâmica vítrea acrescida de óxidos de dissilicato de lítio recebe destaque especial devido à sua alta resistência (Drummond et al., 2000; Bindl et al., 2006, Suputtamongkol et al., 2008). Tradicionalmente as restaurações cerâmicas constituídas deste material são obtidas através da técnica de injeção calor/prensagem (Sobrinho et al., 1998, Drummond et al., 2000, Kheradmandar et al., 2001). Entretanto, cada vez mais têm-se propagado a obtenção destas restaurações através da técnica CAD/CAM (Bindl; Mormann, 2005, Bindl et al., 2006a; Bindl et al., 2006b, Wiedhahn, 2007; Lee et al., 2008). A partir desta tecnologia, há a possibilidade de confeccionar próteses com adaptação micrométrica ajustadas ponto a ponto na tela do computador (Wiedhahn, 2007). Uma outra vantagem deste sistema, é a reprodução de novas coroas e próteses idênticas às anteriores através do arquivo original armazenado no computador do laboratório. (Rudolph et al., 2007; Wiedhahn, 2007).

Vários fatores já conhecidos podem influenciar as propriedades mecânicas finais e a quantidade de carga para fratura de cerâmicas, tais como a microestrutura do material (Della Bona; Anusavice, 2002; Taskonak et al., 2006; Della Bona, 2009 ), a técnica de fabricação (Attia et al., 2006; Taskonak et al., 2006), as condições de armazenamento antes da aplicação da carga para a fratura (Attia;Kern, 2004; Attia et al., 2006; Sobrinho et al., 1998; Stappert et al., 2005) e os métodos de cimentação (Addison et al., 2007; Attia; Kern, 2004; Attia et al., 2006; Komine et al., 2004).

Em relação a este último fator, outras variáveis estão envolvidas como o tipo de cimento (Bindl et al., 2006a, Bindl et al., 2006b), a espessura da película de cimentação (Scherrer et al., 1994; Tuntiprawon; Wilson 1995, Wiskott et al., 1999, Pallis et al., 2004; Prakki

et al., 2007; Romeo et al., 2009; Reich et al., 2010) e o tratamento da superfície da restauração (Addison; Fleming, 2004; Leite, 2005, Saavedra 2006, Addison et al., 2007). Para a cimentação de restaurações totalmente cerâmicas, uma das possibilidades é a utilização de sistemas adesivos e cimentos resinosos (Wolf et al., 1993). A resistência de união entre cimento resinoso e as cerâmicas ácido sensíveis é dada pelo embricamento mecânico proporcionando pelo condicionamento ácido da superfície cerâmica, principalmente pelo ácido fluorídrico, e a utilização de uma molécula organofuncional conhecida como silano (Calamia; Simonse, 1984; Wolf et al., 1993; Chen et al., 1999; Jardel et al., 1999; Magne; Cascione 2006; Peumans et al., 2007). Cuidados adicionais devem ser tomados nesta etapa como a seleção adequada da concentração do ácido bem como do tempo de condicionamento (Addison et al., 2007; Hooshmand et al., 2008), a eliminação do excesso de ácido (Flôr et al., 2003, Saavedra 2006) e de precipitados ácidos da superfície cerâmica (Phoenix; Shen,1995, Canay et al., 2001; Ozcan; Vallittu 2003; Magne; Cascione, 2006).

Magne e Cascione, (2006), observaram que a omissão de um protocolo de limpeza da superfície cerâmica pós condicionamento ácido resultou numa diminuição de mais de 50% na resistência de união. Já a pesquisa de Addison et al., (2007b), revelou que o condicionamento ácido fluorídrico reduziu a resistência a flexão da porcelana e foi diretamente relacionado à modificação das imperfeições da superfície cerâmica a partir da concentração do ácido e do tempo de condicionamento.

Recentemente, Addison et al., (2007a), observaram um ganho adicional de resistência de uma superfície cerâmica feldspática jateada ou ácido condicionada quando um adesivo foi utilizado previamente a cimentação. Entretanto, o mesmo comportamento não foi observado quando o silano foi utilizado, sugerindo que o aumento da

resistência da cerâmica não foi provocado por uma melhor resistência de união cerâmica/resina.

Por outro lado, Clelland et al., (2007), verificaram que a pobre qualidade de união tanto na interface cimento-cerâmica quanto na interface cimento-dentina, pode reduzir significativamente a capacidade de uma cerâmica resistir ao início de uma fratura.

Diante de inúmeros fatores envolvidos na resistência à fratura de restaurações cerâmicas, sendo o tratamento de superfície no ato da cimentação um deles, e das controvérsias encontradas na literatura, surgiu a curiosidade de estudar os efeitos da neutralização associada com a remoção sônica do precipitado do ácido fluorídrico sobre tal propriedade num modelo mais próximo da realidade clínica através do sistema dente/coroa.

## **2 REVISÃO DA LITERATURA**

Para facilitar a leitura e compreensão dos estudos citados nesta revisão da literatura, os mesmos foram agrupados em três tópicos distintos a saber: 1) adaptação de coroas e espessura da película de cimentação, 2) efeitos dos tratamentos da superfície cerâmica e 3) resistência à compressão, fadiga e fractografia.

### **2.1 Estudos envolvendo a adaptação de coroas e espessura da película de cimentação**

McLean e Von Fraunhofer (1971) avaliaram clinicamente a espessura da película de cimento abaixo de coroas totais e inlays. Sobre os preparos dentários foram confeccionadas inlays e coroas totais metálicas, metalocerâmicas e de porcelana aluminizada. Cada restauração após ser provada clinicamente, e ajustada se necessário, tinha sua cimentação simulada com poliéter (Impregum). Dado a polimerização do material elastomérico, as restaurações eram removidas com uma resina (Scutan, ESPE). Este conjunto, resina/elastômero, era, então, unido a nova porção de resina (Scutan, ESPE) e seccionado no sentido mesio-distal com disco montado em peça reta. A seguir, os espécimes foram analisados sob microscópio óptico. Os valores médios encontrados para a parede axial e parede oclusal, respectivamente, foram: inlays MOD –  $105,3 \mu\text{m} \pm 71,9$  e  $142,01 \mu\text{m} \pm 94,6$ ; inlays classe II –  $49,5 \mu\text{m} \pm 28,1$  e  $99,5 \mu\text{m} \pm 73,1$ ; coroas metalocerâmicas –  $75,4 \mu\text{m} \pm 38,0$  e  $138,6 \mu\text{m} \pm 61,9$  e coroas de porcelana aluminizada –  $112,3 \mu\text{m} \pm 66,4$ . Aplicando o teste T de Student, não se verificou diferença estatística

significante na espessura de película do cimento em nenhuma das restaurações avaliadas neste estudo.

Kay et al., (1986) através de uma simulação em computador, demonstraram os fundamentos das influências sobre a adaptação e a cimentação das coroas. Relataram que: 1) diferentes terminações cervicais conferiam diferentes graus de assentamento das coroas; 2) quanto maior a pressão aplicada durante a cimentação, melhor o assentamento; 3) a incorporação de espaço entre as coroas e as paredes axiais e oclusal dos preparos melhor o assentamento e adaptação delas.

Abbate et al., (1989) avaliaram laboratorialmente a adaptação marginal pós cimentação de quatro sistemas de coroas (metalocerâmica convencional, metalocerâmica com bordo vestibular em cerâmica, coroas Cerestore e Dicor). Utilizou-se dez preparos (troquéis) para cada grupo, obtidos a partir de 2 tipos de troquéis padrão (um para metalocerâmica e outro para coroas de cerâmica pura). As coroas, obtidas pela técnica de cada sistema, foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco sobre os respectivos troquéis. Em seguida, foram incluídas em anéis contendo resina epóxica e seccionadas no sentido V-L em 3 partes, por meio de dois cortes. Estes foram feitos a aproximadamente 1mm do centro de cada uma das faces vestibular e lingual da coroa. As medições foram feitas utilizando microscópio com micrometro digital. Não se encontrou diferença estatística significativa na adaptação marginal das coroas estudadas. As coroas Cerestore apresentaram o menor desajuste médio (44, 1  $\mu\text{m}$ ), enquanto as coroas Dicor apresentaram o menor desajuste médio (65, 3  $\mu\text{m}$ ). As coroas metalocerâmica com bordo vestibular em cerâmica apresentaram desajustes de (57,0  $\mu\text{m}$ ) e as metalocerâmicas convencionais 60,6  $\mu\text{m}$ .

White e Yu (1992) avaliaram comparativamente vinte cimentos quanto a espessura da película de cimento. Nove destes

produziram espessura de película menor que 25  $\mu\text{m}$ , incluindo cimentos de fosfato de zinco, ionômero de vidro, resinoso e ionômero de vidro modificado por resina. O restante dos cimentos produziram espessura de película variando de 41,7  $\mu\text{m}$  a 106,7  $\mu\text{m}$ .

White e Kipnis (1993), investigaram a natureza de adaptação, efeitos do ajuste e cimentação de coroas. Foram realizados preparos padronizados sobre pré-molares extraídos. Os mesmos foram moldados e troquelamentos individuais realizados a partir dos moldes. Coroas totais metálicas foram obtidas. Estas foram posicionadas sob os respectivos dentes e as medidas tomadas. As coroas foram ajustadas, utilizando um silicone de consistência média para evidenciação de contatos (silicone disclosing medium) e reavaliadas. Estas foram avaliadas para cada um dos 5 cimentos e cimentadas. Uma terminologia para descrever as inclinações foi definida. O ajuste das coroas diminuiu as inclinações/desadaptações das mesmas, enquanto que a cimentação a aumentou. Os cimentos resinosos aumentaram significativamente a desadaptação se comparados ao cimento de fosfato de zinco, ionômero de vidro e poliacrilato.

Wu et al., (1994) investigaram o volume de espaço necessário para o adequado assentamento de coroas cimentadas com cimento resinoso. Oito troquéis de aço foram torneados. Uma coroa de latão foi torneada de forma que se adaptasse sem nenhum espaço interno em relação a um dos troquéis (0  $\mu\text{m}$ ). Os demais troquéis tinham redução axial e oclusal em relação ao primeiro da seguinte forma: 10  $\mu\text{m}$ , 20  $\mu\text{m}$ , 30 $\mu\text{m}$ , 40  $\mu\text{m}$ , 50  $\mu\text{m}$ , 60  $\mu\text{m}$  e 80  $\mu\text{m}$ , respectivamente. Os troquéis foram assentados sobre a coroa com 25 N de carga. Os agentes cimentantes foram o fosfato de zinco (controle) e dois cimentos resinosos (Panavia EX e C&B Metabond). A discrepância vertical de assentamento (DVA) foi medida por diferença de voltagem em aparato específico. O cimento de fosfato de zinco produziu uma DVA para os espécimes com 0  $\mu\text{m}$ , 20  $\mu\text{m}$ ,

40  $\mu\text{m}$  e 80  $\mu\text{m}$  de espaço para o cimento de respectivamente, 364  $\mu\text{m}$ , 168  $\mu\text{m}$ , 46  $\mu\text{m}$  e 31  $\mu\text{m}$ . O cimento Panavia EX, para as mesmas variações de espaço interno, produziu DVA respectivamente de 134  $\mu\text{m}$ , 31  $\mu\text{m}$ , 22  $\mu\text{m}$  e 23  $\mu\text{m}$ . O cimento C & B Metabond produziu DVA intermediária entre os dois outros cimentos. Concluiu-se que volumes aumentados de espaço interno resultam em decréscimo na DVA dos cimentos estudados.

Gemalmaz e Kükreer (2006) avaliaram a adaptação marginal de restaurações indiretas (cerômero/Targis) tipo inlay classe II, quando cimentos resinosos com diferentes viscosidades foram utilizados (Variolink alta viscosidade e Variolink Ultra). Além desta variável, também analisaram a adaptação marginal *in vivo*, através da técnica do cimento análogo, e *in vitro*, através de restaurações mesio-ocluso-distal (MOD) sobre molares superiores extraídos. Ambos os espécimes obtidos *in vivo* e *in vitro* foram seccionados nos sentidos B-L e M-D e a espessura da película de cimentação (ou adaptação marginal) foi mensurada nas superfícies proximais e oclusal em microscópio óptico sob um aumento de 200X. A espessura da película de cimento nas superfícies oclusal e proximal, obtida pela técnica do cimento análogo (*in vivo*), registrou valores de 73 e 132  $\mu\text{m}$  respectivamente. Já a avaliação *in vitro* registrou valores estatisticamente menores para as mesmas superfícies 48 e 67  $\mu\text{m}$ . O uso de um cimento mais viscoso (Variolink Ultra), composto por maior quantidade de partículas, associado a técnica de cimentação com banho sônico, não resultou em maior espessura de película de cimentação se comparado ao cimento menos viscoso (Variolink alta viscosidade).

Prakki et al. (2007) avaliaram a resistência à fratura de placas cerâmicas cimentadas à dentina em função da espessura da película do cimento resinoso. As variáveis do estudo foram a espessura das placas cerâmicas (1 e 2 mm) e da película de cimentação (100, 200, 300  $\mu\text{m}$ ). Placas cerâmicas não cimentadas foram usadas como controle.

A aplicação da carga (N) foi contínua (velocidade:0.5 mm/min), com ponta de aço (diâmetro; 2 mm), no centro dos espécimes retangulares (3 mm X 6 mm). Para as cerâmicas com 1 mm de espessura, os resultados (média/ desvio-padrão) foram: controle - 26(7); 100  $\mu\text{m}$  -743(150); 200  $\mu\text{m}$  – 865 (105); 300  $\mu\text{m}$  -982(226). Para as cerâmicas com 2 mm de espessura os resultados (média/ desvio-padrão) foram: controle - 214(111); 100  $\mu\text{m}$  - 1096(341); 200  $\mu\text{m}$  – 1067(226); 300  $\mu\text{m}$  -1351 (269). Em ambas as espessuras de cerâmica a presença do cimento resinoso elevou significativamente a resistência à fratura. Entretanto, a espessura da película do cimento só foi estatisticamente significativa nas cerâmicas com espessura de 1 mm, onde películas mais espessas resultaram em maiores médias resistência á fratura.

Sabe-se que uma limitação técnica das restaurações cerâmicas é a possível distorção decorrente do processo de fabricação, principalmente quando se envolve queima do material. Para contornar ou minimizar esta limitação tem-se advogado a confecção de restaurações cerâmicas através da tecnologia CAD/CAM. Rudolph et al., (2007) avaliaram a adaptação marginal e o espaço interno de coroas cerâmicas obtidas por duas técnicas que envolveram a tecnologia CAD/CAM. Obteve-se então coroas Procera pela técnica convencional de dupla camada (*coping* + cerâmica de revestimento) e coroas Cerec 3D pela técnica de uma única camada (fresagem de blocos cerâmicos Vitablock MarkII). *Copings* Procera foram utilizados como controle. Para a avaliação dos parâmetros em questão, as coroas e *copings* foram posicionados sobre troquel padrão em dispositivo especial que facilitasse a aplicação de carga uniforme. As discrepâncias marginais dos *copings* Procera ( $72.2\pm 7.0 \mu\text{m}$ ) foram significativamente menores do que aquelas encontradas para as coroas Procera ( $89.6\pm 9.5 \mu\text{m}$ ) e Cerec 3D ( $94.4\pm 11.6 \mu\text{m}$ ) que não se diferiram entre si. Em relação a adaptação interna, as coroas Cerec 3D ( $109.5\pm 4.7 \mu\text{m}$ ) mostraram um espaço

significativamente maior do que as coroas ( $71.4 \pm 5.3 \mu\text{m}$ ) e *copings* Procera ( $68.3 \pm 6.9 \mu\text{m}$ ). Apesar das diferenças, ambas as técnicas produziram coroas com valores de adaptação marginal e interna clinicamente aceitáveis.

Rahme et al. (2008) quiseram validar a técnica da réplica ou do cimento análogo muito utilizada na literatura para simular a espessura da película de cimentação de restaurações. Neste estudo um silicone leve de adição foi comparado com um cimento de ionômero de vidro (CIV) na cimentação de *copings* Procera. Primeiramente os *copings* foram “cimentados” sobre troquéis de incisivo central e pré-molar superior. Utilizou-se uma carga de 3.8 kg aplicada uniformemente sobre o coping durante a polimerização do material. Após a polimerização do material, o coping foi removido e preenchido internamente com um silicone pesado. O conjunto obtido foi cortado três vezes (incisivos) e quatro vezes (pré-molar). Nos troquéis de incisivo um corte no sentido méso-distal e dois no sentido vetíbulo-lingual. Nos troquéis de pré-molares foram feitos dois cortes no sentido méso-distal e dois no sentido vetíbulo-lingual. Cada superfície cortada foi medida em dez diferentes áreas resultando em 60 medidas para cada troquel de incisivo e 80 para cada troquel de pré-molar. Comparativamente, os *copings* foram cimentados com CIV sobre os respectivos troquéis de resina utilizados com a “cimentação” previa com silicone de adição. Desta vez o conjunto coping, cimento troquel foram cortados e analisados em microscópio (aumento de 50-60 X) da mesma forma que o conjunto silicone leve/pesado. A espessura do silicone não diferiu estatisticamente daquela proporcionada pelo cimento de ionômero de vidro. A técnica do cimento análogo utilizando silicone de adição leve foi considerada confiável para simulação do CIV.

Reich et al. (2010), avaliaram clinicamente, num estudo prospectivo, a precisão de adaptação marginal de coroas de dissilicato de lítio obtidas pela tecnologia CAD/CAM (e.max CAD – LT) através da

técnica da réplica. Trinta coroas para dentes posteriores foram avaliadas em 26 pacientes. As coroas foram fabricadas no consultório pelo sistema CEREC 3D. Após prova e ajustes (proximais, interno e oclusal) das coroas sob os respectivos preparos, as mesmas foram sinterizadas para a obtenção da estrutura final de dissilicato de lítio. Este processo gerou um contração de 0.3% da cerâmica sendo as coroas provadas em boca mais uma vez. Por fim, a cimentação das mesmas foram simuladas. Por meio de um silicone de adição fluído o espaço interno entre a coroa e o dente foi registrado. A espesura desta camada de silicone foi avaliada por microscópio óptico (MM40, Nikon) em quatro pontos de referência (Land Marks – LM): LM1 = discrepância marginal, LM2 = discrepância da região média da parede axial, LM3 = discrepância da região oclusal da parede axial e LM4 = discrepância da região média da superfície oclusal. No ponto LM1, a discrepância marginal média foi de 100  $\mu\text{m}$  (DP,  $\pm 61 \mu\text{m}$ ). As médias de espaço interno nos pontos LM2, LM3, e LM4 foram 148  $\mu\text{m}$  (DP  $\pm 61 \mu\text{m}$ ), 227  $\mu\text{m}$  (DP  $\pm 83 \mu\text{m}$ ), e 284  $\mu\text{m}$  (DP  $\pm 95 \mu\text{m}$ ), respectivamente. Os autores consideraram que as coroas cerâmicas de dissilicato de lítio obtidas por tecnologia CAD/CAM em consultório apresentaram precisão clínica suficiente.

## **2.2 Efeitos dos tratamentos da superfície cerâmica**

Simonsen e Calamia (1983) verificaram a relação entre o condicionamento cerâmico e a resistência de união desta à resina composta. Para tanto, vinte discos de cerâmica unidos à liga metálica não preciosa, foram condicionados com HF a 7,5% por 0, 2.5, 5, 10 e 20 min. Após lavagem e secagem, as superfícies cerâmicas condicionadas foram cobertas com uma camada de resina composta. Os corpos-de-prova (cps) foram submetidos ao ensaio de tração numa máquina de ensaio universal

“Instron”. A resistência de união aumentou com o tempo de condicionamento, variando de 0,6 MPa na cerâmica não condicionada a 7,5 MPa com os 20 min de condicionamento. A análise em MEV revelou, após o condicionamento ácido, uma superfície porosa, e falhas coesivas tanto na cerâmica quanto na resina composta. Quando a cerâmica não foi condicionada as falhas foram adesivas. Concluiu-se que a resistência de união entre a cerâmica e a resina composta foi elevada significativamente quando o condicionamento ácido foi utilizado. No entanto, não ficou definido tempo de condicionamento ideal.

Calamia e Simonsen (1984) investigaram o efeito de dois agentes de silanização sobre a resistência de união à tração de uma superfície cerâmica condicionada. Foram obtidas quarenta amostras de cerâmica unidas a uma liga metálica não preciosa, as quais foram divididas em quatro grupos. Nos grupos 1, 2 e 3, realizou-se o condicionamento com solução de HF e sulfúrico, seguido da lavagem e secagem. No grupo 1, as amostras foram cobertas com uma camada de resina sem carga e unidas a um cilindro de resina composta. Nos grupos 2 e 3, as amostras foram tratadas com dois diferentes agentes de silanização, antes da união à resina composta. No grupo 4, as amostras não foram condicionadas, sendo a cerâmica tratada como no grupo 3. Após o ensaio, as médias de resistência à tração obtidas foram: grupo 1: 11,4 MPa, grupo 2: 11,1 MPa; grupo 3: 14,1 MPa e grupo 4: 8,1 MPa. O condicionamento ácido da superfície da cerâmica foi o fator de maior resistência de união. Entretanto, a combinação entre o condicionamento ácido e o agente de silanização ofereceu resultados ainda melhores.

Wolf et al. (1993) avaliaram a influência de dois tipos de tratamentos prévios a cimentação da superfície cerâmica (condicionamento por HF e jateamento com óxido de alumínio), na resistência de união à tração entre o substrato cerâmico /resina composta e na rugosidade média superficial ( $R_a$ ). Para tal, foram confeccionados

discos da cerâmica Ceramco II (Ceramco) com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. As amostras foram embutidas em resina acrílica e a superfície da mesma foi polida com lixa de carbo de silício de granulação 240, 320, 400 e 600, sendo divididas em dois grupos de acordo com o tipo de tratamento de superfície: grupo 1- condicionamento com HF 9,5% - em quatro tempos diferentes: 30, 60, 150 e 300 s; grupo 2- jateamento com óxido de alumínio – com quatro diferentes granulações para o óxido de alumínio: 10,2 µm úmido, 33,5 µm seco; 48,0 µm seco e 78.0 µm seco. A rugosidade foi mensurada antes e após os tratamentos. Um molde de politetrafluorelitenio com 3,0 de diâmetro foi posicionado sobre a superfície tratada, limitando-se a área de união. A área de união foi então preenchida com resina composta Herculite XRV (Kerr). As amostras foram armazenadas em água a 37°C por 24 horas, levadas à máquina de ensaio universal “Instron” e submetidas ao ensaio de tração com velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados mostraram que o condicionamento com HF produziu os maiores valores de resistência de união (27 MPa) quando comparados aos obtidos com os jateamentos com óxido de alumínio (12 MPa). As amostras tratadas com HF por tempo superior a 60s apresentaram um aumento das falhas coesivas no substrato cerâmico, enquanto que aquelas tratadas por jateamento apresentaram falhas adesivas. Quanto maior o tempo de aplicação do ácido e também o tamanho das partículas de óxido de alumínio, maiores foram os valores de rugosidade superficial média encontrado. Conclui-se, de maneira geral, que o tratamento prévio das superfícies cerâmicas com HF aumenta a resistência de união cerâmica/resina, aumenta o número de falhas coesivas e também os valores de rugosidade superficial.

Aida et al., (1995) avaliaram a união da resina composta à cerâmica empregando diferentes tratamentos de superfície e três agentes de silanização. Foram confeccionados discos cerâmicos (Laminabond Porcelain Masking - Shofu) com 10 mm de diâmetro e 2 mm

de espessura. Estes foram embutidas em resina acrílica, polidos com lixa de carvão de silício de granulação 1000 e divididos em cinco grupos de acordo com o tipo de tratamento de superfície: grupo 1- controle, sem tratamento; grupo 2- ácido fosfórico por 60 s seguido de lavagem por 10 s; grupo 3- mesmo procedimento do grupo 2, seguido de limpeza em banho sônico por 20 min; grupo 4- HF por 60 s e lavagem por 10 s; grupo 5- mesmo procedimento do grupo 4, seguido de limpeza em banho sônico por 20 min. Cada grupo foi dividido em três subgrupos para aplicação de um agente silano experimental e dois comerciais, Porcelain Liner m (Sunmedical) e Tokuso Ceramic Primer (Tokuyama Soda), os quais foram aplicados na superfície cerâmica por 60 s e secos com jato de ar por 10 s. Um molde de silicone com 3,2 mm de diâmetro por 2 mm de espessura foi posicionado sobre a superfície tratada e preenchido com resina composta Laminabond Composite Paste Universal (Shofu). As amostras foram armazenadas em água a 37°C por 24 horas e submetidas ao teste de cisalhamento com velocidade de 2 mm/min. Os resultados mostraram um comprometimento total da união quando o silano experimental foi aplicado sobre a superfície polida. Já a resistência de união foi significativamente maior quando a superfície cerâmica foi condicionada com o HF (9,8 MPa) em relação ao ácido fosfórico (3,7MPa). Quando o silano Porcelain Liner M foi empregado, não houve diferença estatística na média de resistência de união entre o grupo polido (14,6 MPa) e o condicionado com HF e limpo em banho sônico (15,8 MPa), ocorrendo falhas coesivas na cerâmica. Para o silano Tokuso Ceramic Primer, não houve diferença estatística entre os grupos, ocorrendo também falhas coesivas na cerâmica. O emprego do banho sônico para a limpeza das amostras não influenciou os valores de união. Os autores concluíram que o condicionamento ácido da cerâmica poderia ser eliminado, reduzindo o tempo clínico e eliminando possíveis efeitos danosos do HF na prática clínica.

Phoenix e Shen (1995) verificaram a molhabilidade de superfície provocada por diferentes tratamentos de uma porcelana feldspática através da análise dinâmica do ângulo de contato. Para caracterizar os efeitos de tais tratamentos sobre esta propriedade física, também foi realizado a MEV das amostras. Os grupos testados foram possíveis tratamentos da porcelana utilizados em reparos clínicos da mesma, além do controle (sem tratamento). Os ângulos de contato diferiram-se significativamente entre todos os grupos (dispostos decrescente): controle, condicionamento com ácido bi-fosfórico de amônia (60 s), jateamento com óxido de Al (50  $\mu$ m), condicionamento com flúor fosfato acidulado (10 min) e HF (9,5% por 4 min). A MEV revelou que as superfícies com menores ângulos de contato estiveram associadas com micro-porosidades largas e profundas. Os autores ressaltaram a importância de se utilizar métodos de tratamento de superfície que evitem a criação de áreas de superfície com ângulos agudos e espaços vazios, para não predispor a falhas prematuras da porcelana. Atenção também foi dada aos efeitos dos precipitados ácidos. Estas deposições de produtos do condicionamento ácido na superfície adesiva que podem enfraquecer a união adesiva cerâmica/resina levando a falha clínica da restauração. Assim, propõem que meios seguros e eficazes de remoção dos precipitados deveriam ser mais explorados.

Chen et al., (1998) avaliaram o efeito de diferentes tempos de condicionamento na microestrutura de uma cerâmica usinada pelo sistema Cerec 2 (Vitablocs Mark II VITA) e na resistência de união entre esta e a resina composta. Foram confeccionadas 54 amostras cerâmicas retangulares (10 mm de comprimento x 8 mm de largura x 2,5 mm de espessura) e 48 amostras cilíndricas (8 mm de diâmetro x 2,5 mm de espessura), sendo divididas em seis grupos de nove unidades retangulares e oito cilíndricas. Após o desgaste, com lixa de granulação 600, as superfícies de união foram condicionadas com HF a 5% por 0, 5,

30, 60, 120 e 180 s para os grupos 1, 2, 3, 4, 5 e 6, respectivamente, seguido de lavagem com água por 1 minuto, limpeza em banho sônico com água destilada por 5 min e secagem com jato de ar por 30 s. Uma amostra retangular de cada grupo foi preparada para análise em microscópio eletrônico de varredura. Uma fita adesiva com orifício de 5 mm de diâmetro foi fixada no centro de cada amostra retangular para padronizar a área de união e a espessura de 50  $\mu\text{m}$  do cimento resinoso. Uma fina camada de cimento resinoso foi aplicada na área de união de ambas as amostras retangulares e cilíndricas, sendo as duas superfícies unidas com uma carga de 5N. O excesso de cimento foi removido e a fotoativação realizada em duas direções opostas por 40 s cada. Os espécimes foram armazenados em água a 37°C por 24 horas e submetidos ao ensaio de cisalhamento em máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5mm/min. A MEV evidenciou que a cerâmica condicionada por 120 e 180 s apresentou-se mais rugosa e com microretenções mais profundas. Os resultados mostraram que dentro da variação de 0 a 120 s, quanto maior o tempo de condicionamento, maior a resistência de união, sendo o maior valor médio obtido quando a cerâmica foi condicionada por 120 s (43 MPa). O condicionamento por 180 s, entretanto, resultou em diminuição da resistência de união (40 MPa), não sendo estatisticamente diferente do grupo condicionado por 120 s. Nos grupos 4, 5 e 6, as falhas foram predominantemente coesivas na cerâmica. Concluiu-se que os valores de resistência de união correspondem diretamente às mudanças microestruturais na superfície da cerâmica condicionada pelo ácido. Os valores de resistência de união maiores que 30 MPa foram, geralmente, encontrados quando a porcelana foi tratada com HF a 5% por um tempo maior que 30 s.

Jardel et al., (1999) avaliaram o efeito do condicionamento com HF e da aplicação do silano sobre a resistência de união das cerâmicas feldspáticas GC (GC Dental) e PVS (SS White),

assim como a topografia formada na superfície das cerâmicas pela ação do mesmo ácido. Foram confeccionados oitenta discos de cada cerâmica com 4 mm de altura sobre bases de níquel-cromo com 20 mm de comprimento e 5 mm de diâmetro. A superfície das cerâmicas foi desgastada com discos abrasivos de granulação 220, formando uma superfície plana e dividida aleatoriamente em quatro grupos de acordo com os seguintes tratamentos: grupo 1- sem tratamento; grupo 2- condicionamento com HF a 10% (Symphyse) por 5 min; grupo 3- aplicação do silano Silicoup (Heraus Kulzer); grupo 4- condicionamento e silanização. As amostras foram unidas aos pares com o adesivo Super-Bond (Sun Medical) e armazenadas em estufa a 37°C, ambiente com 100% de umidade relativa. Após uma hora, foram submetidas ao teste de resistência à tração. Dez amostras de cada cerâmica tiveram sua topografia de superfície caracterizada tridimensionalmente por MEV. A cerâmica GC, sem tratamento de superfície, apresentou os menores valores médios de resistência à tração (8,3 MPa), sendo que o condicionamento foi menos efetivo (11,6 MPa) que a silanização (19,6 MPa) e associação do condicionamento com a silanização resultou nos maiores valores (21,7 MPa). Para a cerâmica PVS, todos os valores de resistência foram menores do que os obtidos com a cerâmica GC. O não tratamento também resultou no menor valor médio de resistência de união (6,1 MPa), sendo que o condicionamento (11,2 MPa) foi tão eficiente quanto a silanização (12,4 MPa), e a combinação dos dois tratamentos aumentou ainda mais a resistência de união (14,6 MPa). Em relação à topografia da superfície, o condicionamento ácido aumentou a rugosidade em 40% para a cerâmica GC e em 69% para a PVS em comparação com a superfície polida, isto porque a cerâmica PVS contém mais fase vítrea que a GC. Os autores concluíram que a combinação dos tratamentos de superfície (HF mais silano) foi o protocolo mais efetivo para o aumento da resistência de união das cerâmicas testadas.

Peumans et al., (1999) caracterizaram a estrutura microscópica de uma porcelana feldspática em diferentes etapas do tratamento de superfície para cimentação da mesma. A remoção do revestimento refratário por jateamento, revelou uma superfície rugosa, porém a retentividade desta pareceu limitada dado a não exposição de micro-túbulos retentivos profundos. O padrão de retentividade esperado foi obtido após o condicionamento ácido (HF 9,5% por 60 s) que conferiu a superfície cerâmica um aspecto de esponja. A limpeza da superfície com banho sônico removeu fragmentos perdidos e proporcionou imagens de porosidades aumentadas e interligadas. A aplicação do silano não alterou o padrão da superfície condicionada.

Canay et al., (2001) caracterizaram, por meio da MEV e espectroscopia por dispersão de energia (EDS), a superfície da porcelana condicionada com HF e flúor fosfato acidulado variando o tempo de condicionamento ácido, o uso do silano e a limpeza com banho sônico. Foram confeccionados 24 discos de 7 mm de diâmetro por 3 mm de altura da cerâmica Ceramco II. Após a preparação das amostras, as mesmas foram armazenadas em água a 37°C por 24 h, e em seguida divididas em três grupos (n=8): grupo 1: condicionamento com flúor fosfato acidulado em gel 1,23% por 10 min; grupo 2: condicionamento com HF a 9,5% por 1 min e grupo 3: foi condicionamento com HF a 9,5% por 4 min. Cada grupo foi subdividido conforme o método de limpeza do ácido: jato de ar/água por 10 s (n= 4) e banho sônico por 1 min (n=4). Por fim, para avaliar o efeito do silano cada grupo, foi subdividido ainda presença do silano ou não. No final 12 grupos foram avaliados. Na primeira parte da pesquisa foi realizado um estudo das características topográficas da superfície após o condicionamento ácido (fluorídrico ou flúor fosfato acidulado) pela análise das imagens obtidas na MEV. Na segunda parte avaliou-se as alterações dos elementos químicos das amostras, através da difração óptica de raio X. O efeito do banho sônico e da aplicação do silano foi avaliado também.

Houve uma diferença notável na topografia cerâmica com relação ao tipo de ácido e ao tempo de condicionamento ácido. A superfície condicionada com flúor fosfato acidulado mostrou-se relativamente homogênea em comparação com a do HF, que mostrou a presença de microporos e lacunas. O padrão topográfico do condicionamento com HF se mostrou mais agressivo e irregular. Com o aumento do tempo de condicionamento, de 1 min para 4 min, as lacunas e os canais mostraram-se mais largos e profundos. Observou-se por meio da MEV, a presença de uma fina camada de precipitado cristalino só removido após o banho sônico. Pela análise química notou-se uma diminuição na concentração de silício, alumínio, cálcio e sódio na zona condicionada. Esse decréscimo foi mais evidente nas amostras condicionadas com HF por 4 min. O pico do flúor nas amostras condicionadas com HF por 4 min foi maior que por 1 min. Os autores concluíram que, em relação à qualidade do condicionamento com HF, o tempo de 1 min mostrou-se mais adequado. Apesar do maior tempo produzir maior rugosidades na superfície da porcelana, aumentando a área superficial e facilitando a penetração do agente de união, isso pode causar uma fragilização do material levando ao aparecimento de fendas na porcelana. Concluiu-se ainda que a remoção do precipitado com banho sônico foi efetiva em relação a lavagem convencional com água destilada.

Stewart et al., (2002) avaliaram a resistência ao cisalhamento entre uma cerâmica feldspática e quatro diferentes cimentos resinosos variando o tipo de tratamento de superfície da cerâmica imediatamente e após seis meses da cimentação. Foram utilizados quatrocentos e oitenta discos da cerâmica de baixa fusão Ceramco II com 10 mm de diâmetro e 4 mm de espessura. Os discos foram polidos com lixas d'água de 400 e 600. Em seguida, foi aplicado ácido fosfórico a 37% por 1 min em todos os discos para promover a limpeza de superfície. Os espécimes foram divididos em seis grupos conforme o tratamento

superficial da cerâmica(n=80): grupo 1: controle, sem tratamento; grupo 2: jateamento com partículas de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> de 50µm por 3 s; grupo 3: aplicação do silano de cada fabricante do cimento; grupo 4: jateamento como no grupo 2 + aplicação silano como no grupo 3; grupo 5: HF a 9,6% por 5 min, lavagem por 5 s e secagem por 10 s; grupo 6: condicionamento ácido assim como no grupo 5 e aplicação do silano assim como no grupo 3. Cada um dos seis protocolos de tratamento de superfície foi aplicado para cada cimento (n=20): Nexus; Panavia 21; RelyX ARC e Calibra. Todos os espécimes foram imediatamente submersos em solução salina isotônica (pH 7,5). Após 24 horas, dez espécimes de cada subgrupo foram testados e os outros dez, 6 min depois. O ensaio de cisalhamento foi realizado sob velocidade de 5mm/min em uma máquina de ensaio universal Instron. Realizou-se a análise topográfica do condicionamento da superfície com MEV (1000X) de três espécimes de cada grupo. O condicionamento com HF seguido da aplicação do silano produziu os maiores valores de resistência ao cisalhamento ( $15,0 \pm 7,4$  a  $21,8 \pm 5,8$  MPa) para os quatro cimentos usados nos dois tempos de armazenagem: 24 horas e seis meses ( $p < 0.01$ ). O jateamento com óxido de alumínio produziu os menores valores de resistência ao cisalhamento ( $0$  a  $4,0 \pm 3,5$  MPa). A MEV mostrou que o condicionamento com HF produziu um padrão topográfico com vários microporos e irregularidades. Os autores concluíram que o uso do condicionamento com HF + silano foi o mais efetivo tratamento de superfície para cerâmica Ceramco II para os quatro cimentos testados.

Della Bona e Anusavice (2002) investigaram se o padrão da topografia superficial da cerâmica seria alterado conforme o tipo de ácido, a microestrutura e a composição cerâmica. Através da MEV, da difração óptica por raio X, do perfilômetro óptico e da análise espectroscópica dispersiva de comprimento de onda (*Wavelength Dispersive X-Ray Spectrometry - WDS*) foram realizadas análises

qualitativas e quantitativas da microestrutura de 15 cerâmicas: Vita VMK opaco (Vita), Vita Omega opaque (Vita), Vita VMK95 dentina (Vita), Vita Omega dentina (Vita), Vitadur Alpha (Vita), Vitadur N core (Vita), Vitadur N dentina (Vita), Vita Hi-Ceram (Vita), Mirage II Fiber (Mirage), Mirage (Mirage), Fortress (Mirage), Colorlogic (Ceramco), IPS Classic (Ivoclar) e Duceram LFC (Ducera). Quatro discos de 10mm de diâmetro e 3mm de espessura foram fabricados para cada tipo de cerâmica. Todas as amostras cerâmicas foram polidas com lixas d'água de 240 a 1200 e limpas em banho sônico com água destilada por 10 min. Os ácidos utilizados segundo as recomendações de cada fabricante foram: HF a 9.6%; flúor fosfato acidulado a 4%; ácido com gel de amônia a 10%. O padrão topográfico superficial produzido pelos três tipos de ácidos foi diferente. As irregularidades de superfície produzidas pelo HF foram, na sua grande maioria, em forma de microporos. Esse tipo de topografia foi mais evidente para as cerâmicas leucíticas, onde se observou que parte dos cristais de leucita foram removidos pelo condicionamento ácido. A análise quantitativa demonstrou que houve um aumento considerável na rugosidade superficial para as cerâmicas condicionadas com HF. O HF produziu os mais proeminentes padrões topográficos em todas as cerâmicas examinadas. Os autores concluíram que a microestrutura e a composição cerâmica influenciaram no padrão topográfico superficial cerâmico, sendo assim considerados fatores controladores no desenvolvimento da retenção micromecânica produzida pelo condicionamento ácido. O mecanismo de condicionamento ácido foi diferente para os três ácidos, sendo o HF aquele o promotor do padrão de condicionamento mais proeminente para todas as cerâmicas avaliadas.

Della Bona et al., (2002) avaliaram se o condicionamento cerâmico com HF produziria os maiores valores de adesão ao cimento resinoso independentemente da microestrutura e da composição da cerâmica e ainda, se o teste de tração é apropriado para análise dessa

união adesiva. Foram utilizados sete tipos de cerâmicas: Vitadur Alpha (Vita), Vitadur N Core (Vita), Vita Omega opaco (Vita), Vita Omega dentina (Vita), Fortress (Mirage), Mirage II (Mirage), Duceram LFC (Ducera) e quatro tipos de tratamento de superfície: HF a 9.6%; flúor fosfato acidulado a 4%; ácido com gel de amônia a 10% e silano. Quarenta amostras de cada cerâmica foram confeccionadas e divididas em quatro grupos (n=10) de acordo com o tipo de tratamento de superfície empregado. O cimento resinoso utilizado foi o Rely X (3M) e a carga para cimentação foi de 0,73N. Todas as amostras foram estocadas por 24 horas a 37°C antes do ensaio de tração ( $v= 0,5$  mm/min). Foi realizada a análise do modo de falha por meio de microscopia óptica e eletrônica. Os valores de resistência adesiva variaram de 2,6 MPa para o grupo da cerâmica Duceram LFC tratada com flúor fosfato acidulado até 11,4 MPa para o grupo da cerâmica Fortress tratada com silano. A cerâmica Duceram LFC tratada com qualquer um dos três tipos de ácidos produziram os menores valores de resistência adesiva. O uso do silano produziu valores de resistência adesiva superiores quando comparado a qualquer um dos três tipos de ácidos independentemente da cerâmica utilizada. Não houve diferença estatística para a cerâmica tratada com flúor fosfato acidulado e com ácido com gel de amônia. O condicionamento com HF produziu os maiores valores de resistência à tração para a todas as cerâmicas utilizadas. A análise por MEV mostrou que todas as falhas ocorreram na zona adesiva. Os autores concluíram que o condicionamento com HF foi mais efetivo que os outros dois ácidos. O uso do silano foi primordial na união da cerâmica com o cimento resinoso. O teste de tração mostrou-se adequado para testar a interface adesiva entre cimento e cerâmica, pois todas as falhas ocorreram na zona adesiva.

Flôr et al., (2003) analisaram a influência da neutralização do HF com bicarbonato de sódio na resistência de união entre um cimento

resinoso (Rely X, 3M/ESPE) e uma cerâmica vítrea (IPS Empress, Ivoclar). Foram confeccionados 14 blocos cerâmicos (dimensões: 6 x 6 x 6 mm), sendo duplicados em blocos idênticos de resina composta (3D Master, WILCOS). Uma face de cada bloco cerâmico foi condicionada com HF 10% por 20 s, seguida pela lavagem com água por 30 s e secagem. A seguir, os blocos foram divididos aleatoriamente em dois grupos (n=7): grupo 1 – aplicação de silano (Primer Ceramic, 3M/ESPE) na superfície cerâmica previamente a cimentação dos blocos de resina sobre os de cerâmica e grupo 2 – imersão dos blocos cerâmicos em solução de bicarbonatos de sódio por 1 min, com subsequente lavagem com água (30 s), antes da aplicação do silano e a cimentação aos blocos de resina. A cimentação de todos os blocos foi realizada sob pressão constante de 750 g e o cimento foi polimerizado por 60 s em cada margem. Após período de armazenagem em água destilada a 37°C por sete dias, os conjuntos foram seccionados, em uma máquina de corte adaptada, em dois eixos, X e Y, obtendo-se 28 espécimes “non-trimming” por grupo (quatro por bloco) com aproximadamente 1 mm<sup>2</sup> de área adesiva. Cada espécime foi fixado com cianoacrilato em um paquímetro adaptado e acoplado em uma máquina de ensaio universal (EMIC), para ser realizado o ensaio com velocidade de 1 mm/min. Os dados obtidos (MPa) foram submetidos ao test t (Student). Verificou-se que o grupo 1 (20,25 ± 4,90) e o grupo 2 (27,82 ± 5,57) diferiram estatisticamente entre si. Os autores concluíram que o processo de neutralização do HF aumentou a resistência de união adesiva entre o cimento e a cerâmica estudados.

Ozcan e Vallitu (2003) estudaram o efeito sobre a resistência de união cimento/cerâmica de três formas de tratamento sobre a superfície de três diferentes tipos de cerâmicas. Os tratamentos de superfície testados foram condicionamento com HF 9,5% (90 s), 5% (20 s); jateamento com óxido de alumínio e silicatização. Confirmaram que

não existe uma única forma de tratamento de superfície cerâmica que possa ser aplicada a todos os tipos de cerâmica. Ressaltam a importância de que os dentistas conheçam as características das cerâmicas bem como os métodos adequados de tratamento de superfície. Por exemplo, para as cerâmicas com matriz vítrea em sua estrutura, o método de tratamento de superfície que promove condições para maiores resistências de união com cimentos resinosos parece ser o condicionamento com HF. Lembrem ainda que, para a otimização da técnica, a limpeza do HF, bem como dos seus precipitados, deve ser realizada com lavagem da superfície com spray seguido imersão do material em banho sônico.

Saraçoglu et al. (2004) avaliaram a interação entre a resistência adesiva ao cisalhamento e diferentes métodos de tratamento da superfície cerâmica (cerâmica vítrea reforçada por leucita), bem como as alterações morfológicas ocasionadas por estes. Os tratamentos testados foram condicionamento com HF nas concentrações de 4,9% e 9,5% nos tempos de 10, 20 e 40 s, condicionamento com ácido ortofosfórico (40 s), jateamento com óxido de alumínio, abrasão com ponta diamantada em alta rotação. A resistência de união mais fraca foi encontrada para as cerâmicas condicionadas com ácido ortofosfórico, enquanto que o condicionamento com HF a 9,5% por 40 s promoveu a maior resistência adesiva. Foram revelados quatro tipos de alterações morfológicas: poros, fissuras, defeitos mecânicos tipo arranhão e deposição de cristais de leucita, sendo os dois primeiros tipos os mais comumente visualizados. O tamanho e a distribuição dos poros variou de acordo com tipo do ácido, sua concentração e o tempo de aplicação. As fissuras foram vistas como poros alongados. Os defeitos tipo arranhão foram vistos somente nas amostras abrasionadas por ponta diamantada. As deposições de cristais de leucita somente foram vistas sob grande aumento nas amostras condicionadas

O protocolo padrão de adesão das restaurações cerâmicas ácido sensíveis requer o condicionamento com HF e silanização das superfícies internas das mesmas. As variações na resistência adesiva entre a porcelana e a resina composta pode resultar de diferentes métodos de fabricação das porcelanas, bem como do tratamento que a superfície destas recebe antes da cimentação. Magne e Cascione (2006) quiseram determinar diferenças de resistência de união existentes entre o cimento resinoso e a porcelana feldspática obtida pela técnica do troquéel refratário usando duas porcelanas diferentes e a técnica de pressão por calor (*the hot-press technique*). O efeito da limpeza pós-condicionamento também foi investigada. Dezesesseis pares de blocos cerâmicos (7 X 8 X 4 mm) foram fabricados. Oito pares foram fabricados usando a porcelana feldspática (D-B4) sobre troquéis refratários. Para 4 pares o troquel refratário foi coberto com uma pasta cerâmica (Ducera Lay Connector Paste; grupo CON) e os outros 4 pares foram cobertos por uma porcelana clara transparente (CL-O; grupo CLO). Os outros 8 pares de blocos foram fabricados usando a técnica de pressão por calor (Authentic porcelain SL B00+; grupos AUTH e AUTH-N). O condicionamento da superfície dos blocos cerâmicos incluiu microabrasão seguido de condicionamento com HF (todos os grupos) e a limpeza pós-condicionamento com uma escova /ácido fosfórico e imersão em banho sônico (sem limpeza aplicada para o grupo AUTH-N). Todos os espécimes foram silanizados, secos com ar quente e os blocos da mesma porcelana foram unidos uns aos outros usando um adesivo resinoso (Optibond FL) e uma resina composta fotopolimerizável (Z100). Os espécimes foram armazenados em água por 24 h antes do teste de microtração “nontrimming” ser aplicado. Dez palitos (0.9 X 0.9 X 8 mm) obtidos a partir de cada par de blocos, foram selecionados para o teste. Os valores de resistência (MPa) foram analisados pelo teste de Kruskal-Wallis e a comparação entre eles foi feita usando o teste U de Mann-

Whitney ( $\alpha=0.05$ ). O efeito dos passos do condicionamento e o modo de fratura também foi avaliado em espécimes adicionais (1 de cada grupo) usando microscopia óptica e MEV. A resistência à tração dos grupos CLO e AUTH não diferiram estatisticamente entre si (46.3 e 49.7 MPa, respectivamente). Para ambos os grupos CON e AUTH-N os valores médios de resistência (37.9 MPa e 24.1 MPa, respectivamente), foram estatisticamente diferentes dos outros três grupos ( $P<0.05$ ). O microscópio óptico revelou uma quantidade significativa de resíduos brancos em todos os grupos como resultado do condicionamento com HF. A limpeza com *microbrush* e ácido fosfórico à 37.5% por um minuto resultou na remoção dos precipitados cristalinos. A análise, sob MEV, dos espécimes limpos somente com a escovação e ácido fosfórico, revelou que ainda existiam depósitos microscópicos contaminando a superfície condicionada. Entretanto, estes depósitos foram eficientemente removidos após a limpeza com banho sônico. A análise dos palitos fraturados, via MEV, demonstrou uma maior tendência de falhas mistas nos espécimes dos grupos CON e AUTH-N envolvendo ambas as superfícies de resina composta e porcelana, enquanto que as superfícies fraturadas dos grupos CLO e AUTH estiveram confinadas primariamente na resina composta. Concluiu-se que a resistência de união da porcelana gerada pela técnica do troquéel refratário foi aumentada quando a porcelana do grupo CLO foi utilizado como conector se comparada a porcelana do grupo CON. A porcelana AUTH exibiu o valor de resistência de união mais alto, porém a omissão da limpeza pós condicionamento resultou na mais baixa resistência de união.

Um dos principais fatores envolvidos na utilização das porcelanas feldspáticas é uma adequada cimentação destas. Para que isto aconteça, é necessário a criação de microporosidades na superfície desta, através do condicionamento ácido da superfície, para que haja um adequado embricamento com os materiais resinosos. Apesar deste

entendimento, ainda não há um consenso sobre o protocolo de condicionamento ácido ideal da cerâmica. Este deveria, ao mesmo tempo, criar uma topografia de superfície da porcelana irregular suficiente para uma união adequada com o adesivo e cimento resino sem o enfraquecimento irreversível da estrutura da mesma. Com este questionamento em mente, Addison et al., (2007b) testaram o efeito de diferentes concentrações do HF (5, 10 e 20%) e tempos de condicionamento (45, 90 e 180 s.) na resistência flexural bi-axial (*Ball on ring* – discos de 15 mm de diâmetro e 0.8 mm de espessura) de uma porcelana feldspática utilizada para recobrimento de estruturas cerâmicas. Para caracterizar o condicionamento das superfícies, utilizou-se perfilometria de contato. Confirmou-se que o condicionamento ácido reduziu a resistência a flexão da porcelana testada e concluiu-se que existe uma clara evidência da relação da modificação das imperfeições da superfície cerâmica a partir da concentração do ácido e do tempo de condicionamento.

Hooshmand et al. (2008) avaliaram o efeito do condicionamento ácido sobre a resistência à flexão bi-axial de duas cerâmicas vítreas prensadas por calor, uma à base de leucita (IPS Empress) e outra à base de dissilicato de lítio (IPS Empress 2). Os espécimes (discos: 14 mm de diâmetro e 2 mm de espessura) de cada tipo de cerâmica foram condicionados com HF 9% por 2 min, lavados e deixados em banho sônico com água destilada por 15 min. Como controle comparativo, testou-se também espécimes sem o condicionamento ácido. O teste de flexão bi-axial revelou que o condicionamento ácido reduziu a resistência dos dois tipos de cerâmica testadas. A análise de MEV revelou um efeito invasivo, um padrão irregular e uma desorganização substancial de ambas estruturas cerâmicas provocado pelo ácido. Observou-se também, na cerâmica Empress 2, que a sua principal fase cristalina é formada por cristais alongados de dissilicato de lítio. A segunda fase é

composta de ortofosfato de lítio. A matriz vítrea circunda ambas as fases cristalinas. O HF é capaz de remover a matriz vítrea e a segunda fase cristalina, criando irregularidades dentro dos cristais de dissilicato de lítio. Os autores ressaltaram a importância de se utilizar o condicionamento ácido com critério para que se possam aproveitar dos benefícios obtidos no processo de união da cerâmica/ resina sem a excessiva fragilização da cerâmica.

### **2.3 Resistência à compressão, fadiga e fractografia**

Scherrer e Rijk (1993) avaliaram a resistência a fratura de coroas total cerâmica em função do módulo de elasticidade do material de suporte (troqueis de resina com  $E = 3.0, 9.4$  ou  $14 \text{ GPa}$ ). A influência da altura da coroa também foi avaliada (cobertura da superfície oclusal/ onlay e coroa completa). A carga foi aplicada no centro da superfície oclusal de um terceiro molar, em três pontos de contato, através de uma ponta esférica de aço (diâmetro:  $12.7 \text{ mm}$ ). Observou-se que a resistência à fratura aumentou notavelmente com o aumento do  $E$ . O maior aumento foi observado nas coroas que cobriam somente a superfície oclusal. Nos troqueis com menores  $E$  a resistência das coroas completas foram duas vezes maior do que aquela observada nas coroas que cobriam somente a superfície oclusal. Concluíram que a resistência à fratura de coroas cerâmicas é dependente do  $E$  do material de suporte e que a altura da coroa sofrerá influência do  $E$  do material de suporte quando este for menor que  $9 \text{ GPa}$ .

Scherrer et al., (1994) reportaram o efeito da película de cimentação sobre a resistência à fratura de placas cerâmicas ( $12.5 \text{ mm} \times 12.5 \text{ mm} \times 2.0 \text{ mm}$ ) sob cargas compressivas usando uma ponta edentadora esférica (diâmetro de  $12.7 \text{ mm}$ ). Estas placas cerâmicas

foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco ou cimento resinoso sobre blocos de resina composta (12.5 mm x 12.5 mm x 5.0 mm). As diferentes espessuras da película de cimento foram obtidas pela alteração da viscosidade do cimento em função do tempo e da quantidade de carga aplicada durante a cimentação. Os autores observaram que resistência à fratura de placas cerâmicas cimentadas com cimento de fosfato de zinco não foi dependente da espessura da película. Entretanto, quando o cimento resinoso foi utilizado, a resistência à fratura reduziu-se gradualmente tornando-se estatisticamente significativa a partir da película de cimentação com espessura de 300  $\mu\text{m}$ . Concluiu-se que a influência da película de cimentação na resistência à fratura de coroas totais cerâmicas é insignificante para espessuras abaixo de 300  $\mu\text{m}$  na região oclusal.

O efeito do aumento da espessura de cimento na resistência à fratura de coroas de porcelana aluminizadas em dentes anteriores foi investigado por Tuntiprawon e Wilson (1995). Os grupos variaram conforme a técnica de obtenção das coroas variando a espessura do espaço estabelecido para a camada de cimento. No Grupo 1 (n=10), apenas uma lâmina de platina. No Grupo 2 (n=10) duas camadas e no Grupo 3 quatro camadas de espaçador foram pinceladas sobre o troquel metálico antes da moldagem ser feita. Cada coroa foi cimentada sobre um troquel metálico com cimento de fosfato de zinco e carregada até a fratura quando a força máxima foi registrada. A média de resistência à fratura para o Grupo 1 foi 408 N (41,63 Kgf), 365 N (37,24 Kgf) para o Grupo 2 e 324 N (33,06 Kgf) para o Grupo 3. O teste ANOVA diferença estatisticamente significativa ( $p < 0.05$ ) entre os grupos. O teste de Scheffe revelou diferença significativa entre os Grupos 1 e 3. Concluiu-se que o aumento da espessura do cimento acima de 70  $\mu\text{m}$  reduziu a resistência à fratura de coroas de porcelana.

Neiva et al., (1998) compararam a resistência à fratura e a espessura da película de cimento de três sistemas cerâmicos (IPS Empress, In-Ceram e Procera). Utilizaram 30 troquéis de resina com módulo de elasticidade similar ao da dentina, obtidos a partir de um troquel padrão. Confeccionaram-se dez coroas de cada sistema, que foram cimentadas sobre os respectivos troquéis com cimento resinoso (Panavia 21). As coroas foram submetidas a pressão axial sobre a superfície oclusal, com auxílio de uma máquina universal de ensaios (Instron). Para determinar a espessura da película de cimento sob as coroas, apenas um espécime de cada sistema foi levado ao microscópio óptico. As áreas avaliadas foram: margem, parede axial, ponta de cúspide vestibular, centro da superfície oclusal e ponta de cúspide lingual. A resistência à fratura não diferiu-se estatisticamente entre os sistemas avaliados. O sistema IPS Empress apresentou a maior resistência à fratura (222,45 Kgf), seguido do sistema In-Ceram (218,80 Kgf), enquanto que o sistema Procera AllCeram a menor (194,20 Kgf). Quanto à espessura da película de cimento, o sistema Procera AllCeram foi o que demonstrou os maiores valores, especialmente na margem (225  $\mu\text{m}$ ) e na parede axial (105  $\mu\text{m}$ ).

Sobrinho et al., (1998) investigaram a influência da fadiga sobre a resistência à fratura das cerâmicas In-Ceram (Vita Zahnfabrik), Optimal Pressable Ceramic (Opc, Jeneric Pentron), e IPS Empress (Ivoclar-Vivadent) tanto em ambientes secos como úmidos. Vinte e seis coroas medindo 8.0 mm de diâmetro e 8.5 mm de altura foram fabricadas de acordo com cada Sistema cerâmico. Dez espécimes de cada sistema tiveram sua resistência à fratura avaliada sem a fadiga. Um segundo grupo (8 espécimes) foi submetido ao teste de fadiga e fratura em condições secas, e um terceiro grupo (8 espécimes) foi envelhecido e fraturado em condições úmidas usando uma máquina de ensaios mecânicos. Os resultados foram analisados estatisticamente usando o teste Mann-Whitney. Os resultados indicaram que a resistência à fratura

para o In-Ceram foi significativamente maior que o IPS Empress. Não foram encontradas diferenças entre os sistemas In-Ceram e Opc e entre o sistema Opc e IPS Empress. A resistência dos três sistemas diminuiu significativamente após a fadiga tanto em ambiente seco como úmido quando comparados com os espécimes não envelhecidos. Não houve diferença entre o envelhecimento em meio úmido e seco. Para os três sistemas envelhecidos num ambiente seco e depois fraturados, as coroas In-Ceram e Opc foram significativamente mais resistentes do que as coroas IPS Empress, mas nenhuma diferença foi encontrada entre os três sistemas envelhecidos em meio úmido. Concluiu-se que as diferenças significativas nos valores de resistência à fratura pode ser resultante tanto da natureza do sistema como do meio no qual os espécimes foram envelhecidos.

Strub e Beschmidt (1998) avaliaram a resistência à fratura de cinco sistemas de confecção de coroas cerâmicas (In-Ceram, Empress *staining technique*, Empress *veneering technique*, Sistema Celay feldspático sistema Celay In-Ceram) antes e depois ciclagem mecânica prévia numa boca artificial. Incisivos superiores humanos foram preparados com término em ombro reto. As coroas foram cimentadas sobre os preparos com cimento resinoso dual. Metade dos espécimes foram termociclados e envelhecidos artificialmente num simulador de carga e todos (pré-ciclados ou não) tiveram sua resistência à fratura avaliada. Os resultados foram comparados com coroas metalocerâmicas cimentadas com fosfato de zinco. O envelhecimento térmico-mecânico diminuiu significativamente a resistência à fratura de todos os sistemas testados ( $P < 0.01$ ). Não houve diferença estatisticamente significativa entre todos os sistemas totalmente cerâmicos e as coroas metalocerâmicas. Os autores concluíram que as coroas em cerâmica pura podem ser utilizadas para restaurações anteriores, porém investigações

clínicas destes sistemas devem ser conduzidas antes do seu uso rotineiro.

Wiskott et al., (1999) avaliaram o efeito da espessura da película de cimento e da textura da superfície interna de coroas totais, na resistência a forças cíclicas laterais. Coroas metálicas torneadas foram cimentadas sobre troquéis, também torneados, com cimento de óxido de zinco e eugenol, cimento de fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro e cimento resinoso. Estas coroas foram fabricadas com espaço interno pré-definido em 20  $\mu\text{m}$ , 50  $\mu\text{m}$ , 100  $\mu\text{m}$ , 200  $\mu\text{m}$ , 500  $\mu\text{m}$ . Três diferentes graus de de textura interna foram testados: polido com lixa de granulação 4.000, texturizado com lixa de granulação 1000 e jateado com óxido de alumínio. Os resultados mostraram que a resistência à carga lateral aumentou com o decréscimo na espessura da linha de cimento e aumento na irregularidade da textura superficial das coroas.

Koutayas et al., (2000) verificaram se diferentes desenhos de próteses parciais fixas e modos de carga influenciariam na resistência à fratura destas. Quarenta e oito infra-estruturas de cerâmica de óxido de alumínio infiltrada por vidro (In-Ceram) foram usinadas identicamente e cobertas com porcelana feldspática. Estas foram confeccionadas sob incisivos superiores embutidos nos troquéis de teste. As próteses jateadas foram cimentadas adesivamente aos incisivos humanos previamente condicionados por ácido fosfórico 37%. Vinte e quatro próteses utilizaram o desenho convencional de 2 retentores e as outras 24 utilizaram o desenho de retentor único/cantilever. Além dessa variável, subgrupos de 8 espécimes foram submetidos aplicação de carga na direção do longo eixo do retentor ( $0^\circ$ ) ou inclinados em  $45^\circ$ . Subgrupos adicionais foram submetidos a cargas dinâmicas aplicadas numa angulação de  $45^\circ$  com magnitudes de 50 ou 25 N numa máquina simuladora de mastigação com eixo duplo até a fratura. Os valores médios de resistência à fratura, sob cargas aplicadas em  $45^\circ$ , estiveram

entre 134 e 174 N e sob 0° por volta de 233 N. as amostras submetidas a ciclagem dinâmica fraturaram após 25 ou mais de 200,000 ciclos de carga. Concluiu-se então que o direcionamento da carga aplicada exerceu uma significativa influência sobre a resistência à fratura independente do desenho do retentor. A aplicação de cargas dinâmicas, não considerando o desenho do retentor teve influência significativa nos ciclos de carga até a fratura.

Tinschert et al. (2000) quiseram verificar a hipótese de que os materiais cerâmicos fabricados industrialmente tenham uma menor amplitude de variação de resistência à fratura, e, conseqüentemente uma estrutura mais confiável, do que as cerâmicas odontológicas processadas no laboratório. Trinta barras cerâmicas de cada material foram preparadas e testadas pela flexão por quatro pontos. Os valores de resistência à fratura foram analisados pela análise de Weibull, para determinar o módulo de Weibull ("m") de cada material com as probabilidades de falha em 1 e 5 %. Os valores médios de resistência flexural foram os seguintes (MPa ± DP): Cerec Mark II – 86.3 ± 4.3, Dicor – 70.3±12.2, In-Ceram Alumina – 429.3±87.2, IPS Empress – 83.9±11.3, Vitadur Alpha Core – 131±9.5, Vitadur Alpha Dentin - 60.7±6.8, Vita VMK 68 – 82.7±10 e Zircônia TZP - 913±50.2. Não existiu diferença estatisticamente significativa entre os valores de resistência à flexão entre as cerâmicas Cerec Mark, Dicor, IPS Empress, Vitadur Alpha Dentin e Vita VMK 68 ( $p > 0.05$ ). Os mais altos módulos de Weibull ("m") foram associados com a cerâmica Cerec Mark II e Zircônia-TZP (23.6 e 18.4). A cerâmica de vidro Dicor e a In-Ceram Alumina apresentaram os mais baixos valores de "m" (5.5 e 5.7), enquanto que valores intermediários foram observados para as cerâmicas IPS- Empress, Vita VMK 68, Vitadur Alpha Dentin e Vitadur Alpha Core (8.6, 8.9, 10 e 13 respectivamente). Exceto para as cerâmicas de estrutura In-Ceram Alumina, Vitadur Alpha e Zircônia TZP, a maioria dos materiais investigados confeccionados laboratorialmente não foram

mais resistentes e nem estruturalmente mais confiáveis do que aqueles produzidos industrialmente. Apenas os espécimes de Cerec Mark II e Zircônia –TZP, obtidos industrialmente, exibiram valores superiores a 18. Concluiu-se que as cerâmicas confeccionadas industrialmente são materiais mais confiáveis para aplicações odontológicas do que aquelas processadas convencionalmente em laboratório que tendem a gerar espaços vazios, trincas e falhas nestas restaurações. Entretanto, ressaltou-se a possibilidade de possíveis danos estruturais a cerâmica processada industrialmente no momento de sua fresagem para obtenção da restauração.

Kheradmandar et al., (2001) avaliaram a resistência à fratura de 4 diferentes tipos de prótese fixa anterior de três elementos (incisivo central-canino) após fadiga termo-mecânica num simulador de mastigação com duplo eixo. Sessenta e quatro incisivos humanos superiores foram preparados e trinta e duas próteses fixas foram confeccionadas. Estas foram divididas em quatro grupos conforme método de processamento (n=8) – grupo por deposição galvânica (GC)(AGC), grupo por usinagem/infiltração (CA):(Celay-In-Ceram Alumina), grupo por prensagem (E2)(IPS Empress 2) e grupo metalocerâmica (CM) (controle). As cargas para a fratura foram registradas numa máquina de ensaios universal após a fadiga no simulador de mastigação. O percentual de sobrevivência após 5 anos para os grupos CM e GC foi de 100%, para o grupo E2 75% e para o grupo CA 37.5% (análise de Kaplan-Mayer). Os valores médios de resistência à fratura (N) foram:  $681.52 \pm 151.90$  (CM);  $397.71 \pm 59.02$  (GC);  $292.92 \pm 46.45$  (E2) e  $239.95 \pm 33.39$  (CA), respectivamente. O teste *log-rank* mostrou uma diferença significativa entre os grupos CA e GC ou entre os grupos CA e CM. Nenhuma diferença significativa foi verificada entre os grupos E2 e CA ou E2 e GC. Este estudo indicou que as cerâmicas vítreas prensadas reforçadas por dissilicato de lítio (E2) e as

cerâmicas obtidas por eletrodeposição (CG) são alternativas às próteses fixas metalocerâmicas de 3 elementos para a região anterior.

Webber et al. (2003) investigaram se a espessura da cerâmica de revestimento poderia influenciar na resistência à fratura de coroas totais cerâmicas. Sessenta troquéis de latão simularam um preparo de coroa com término em chanfro. Sessenta coroas foram fabricadas com uma estrutura de 0.6-mm de espessura: Coroas Procera cobertas com uma cerâmica de revestimento (AllCeram) podendo ter 0.4-mm ou 0.9-mm de espessura (Grupos 1 e 2 respectivamente) e coroas In-Ceram com uma cerâmica de revestimento (Vitadur Alpha) com 0.9-mm de espessura (Grupo 3). Cada grupo constituiu-se de vinte espécimes e as coroas In-Ceram foram usadas como controle. Todas as coroas tiveram uma carga aplicada no centro da face oclusal através de uma esfera de 4-mm de diâmetro com uma velocidade de 0.1 mm/minuto até a fratura. Após análise estatística não se observou diferença entre os grupos: Grupo 1 - 2197.6N(DP=776.4); Grupo 2 - 2401.4N(DP=699.1); e Grupo 3 - 2581.0 N (DP= 715.6). Concluiu-se que a espessura da porcelana de cobertura não apresentou efeito significativo na resistência à fratura das coroas cerâmicas avaliadas (Procera AllCeram).

As propriedades inerentes de um determinado material, as técnicas de fabricação, os agentes cimentantes e as condições intra-buciais são fatores primários envolvidos na longevidade de coroas totalmente cerâmicas. Antes de realizar estudos clínicos, dispendiosos de tempo e dinheiro, estudos laboratoriais pré-clínicos devem ser conduzidos para a avaliação destas coroas. Assim, Attia e Kern (2004), avaliaram a influência de agentes de cimentação e de cargas cíclicas sob umidade na resistência à fratura de coroas totais cerâmicas obtidas por prensagem e por CAD/CAM. Noventa e seis pré-molares humanos foram preparados e outros dezesseis pré-molares hígidos serviram como controle. Quarenta e oito coroas de cerâmica vítrea reforçadas por dissilicato de lítio (IPS-

Empress 2) foram obtidas laboratorialmente, enquanto outras quarenta e oito coroas de cerâmica vítrea reforçadas por leucita (ProCAD) foram usinadas a partir de um sistema CAD/CAM (Cerec 3). Os três cimentos utilizados foram: Panavia F, Superbond C&B e ProTec CEM (n=16). Após uma semana de armazenamento em água, metade dos espécimes de cada subgrupo (n=8) foram submetidos a cargas cíclicas (600.000 ciclos) e termociclagem (3500 ciclos alternando banhos de 58°C/ 4°C; tempo de imersão 60s) num simulador de mastigação. Todos os espécimes receberam carga compressiva (N), aplicadas no longo eixo do mesmo numa velocidade de 1 mm/min até sua fratura. O teste de Kruskal-Wallis foi utilizado para detectar diferenças gerais, seguido pelo teste de Mann-Whitney U para identificar quais pares de grupos apresentaram diferenças significantes (P=.05). A ciclagem mecânica reduziu significativamente os valores médios de resistência à fratura das coroas ProCAD cimentadas com Superbond (de 987.2 para 786.0N) (P=.014) e aquelas cimentadas com ProTecCEM (de 914.4 para 630.7N) (P=.007). Também a resistência à fratura de das coroas Empress 2 cimentadas s coroas ProTecCEM diminuíram significativamente (de 977.3 a 622.9N) (P=.013). No entanto, a ciclagem mecânica não diminuiu os valores de resistência à fratura das coroas cimentadas com Panavia F (Empress 2 - P = .431 e ProCAD - P=.128). Dentro das mesmas condições de carga e com os mesmos cimentos não houve diferença significativa de resistência à fratura entre as coroas ProCAD e Empress 2 (P>.05). Concluiu-se que a ciclagem mecânica reduziu a resistência à fratura das coroas ProCAD cimentadas com Superbond C&B e ProTec CEM e das coroas Empress 2 cimentadas com ProTec CEM.

Della Bona et al., (2004), observaram o comportamento à fratura de cerâmicas à base de dissilicato de lítio e leucita. Após testes de resistência à flexão por quatro pontos, os mesmos confirmaram que a resistência destes materiais está diretamente relacionada com os

respectivos valores de tenacidade à fratura. Durante a análise fractográfica das barras cerâmicas observaram que a localização da falha é dependente do tamanho das trincas iniciais e da tenacidade à fratura e que, freqüentemente, a fratura de uma cerâmica se inicia a partir da falha mais severa. Comentaram ainda que a fratura de vidros e cerâmicas ocorre quando trincas pré-existentes se propagam sob excessivas cargas de tensão. Estas trincas podem ser produzidas por meios mecânicos (acabamento e polimento), pelo processamento ou por defeitos intrínsecos (imperfeições na estrutura).

Diante de um prognóstico a longo prazo não muito definido para as coroas cerâmicas reforçadas por óxidos de alumínio no segmento posterior, Komine et al., (2004) avaliaram a resistência à fratura destas antes e após uma ciclagem termo-mecânica. Quarenta e oito primeiros molares superiores foram preparados e restaurados com coroas cerâmicas padronizadas (In-Ceram Alumina). O restante dos espécimes foi aleatoriamente divididos em 3 grupos (n=16). As coroas foram cimentadas com os cimentos Grupo SB/controle (Super-Bond C&B), Grupo PV (Panavia F) e Grupo RX (Rely X Unicem,). Metade dos espécimes foram expostos a um envelhecimento num simulador de mastigação. Todos os espécimes foram testados quanto sua resistência à fratura (N). O teste *Wilcoxon rank sum* foi utilizado para comparar os valores de resistência ( $\alpha=.05$ ). Todos os espécimes sobreviveram a exposição ao simulador. Os seguintes valores médios de resistência foram obtidos sem a fadiga: Grupo SB, 2726 N/2673 N; Grupo PV, 2520N/2083 N; e Grupo RX, 2036N/2369 N. A resistência à fratura no Grupo PV após a ciclagem termo-mecânica foi significativamente mais baixa do que a mesma resistência sem o envelhecimento artificial.(P =.016), assim como, significativamente mais baixa se comparada ao Grupo SB sem envelhecimento (P=.003). Apesar destas diferenças, os

cimentos testados neste estudo foram considerados aptos de serem utilizados na cimentação de coroas cerâmicas de óxido de alumínio.

Pallis et al. (2004) avaliaram a resistência à fratura de três sistemas cerâmicos (IPS Empress 2, Procera All Ceram e In Ceram Zircônia). Além disso, também foi avaliado a espessura do agente cimentante, da estrutura e da cerâmica de cobertura utilizada em cada grupo, bem como a falha pós-fratura. A carga foi aplicada verticalmente sobre o centro oclusal de coroas com anatomia simplificada de molar, através de uma ponta de aço esférica de 6.35mm a uma velocidade de 5mm/min. Para a análise dimensional das coroas, estas foram digitalizadas e a espessura analisada camada por camada através do software ImageTool. Os intervalos de confiança a 95% para o módulo de Weibull foram os seguintes: 1.8 a 2.3 (IPS Empress 2), 2.8 a 3.6 (Procera AllCeram) e 3.9 a 4.9 (In-Ceram Zircônia). Os intervalos de confiança a 95% para resistência de carga à falha foram os seguintes: 771 a 115N (IPS Empress 2), 859 a 1086N (Procera AllCeram) e 998 a 1183 (In-Ceram Zircônia). As coroas de IPS Empress 2 apresentaram as maiores espessuras médias de película de cimento. A película abaixo do centro da superfície oclusal ( $1.06 \pm 0.15$ ) foi estatisticamente diferente da espessura encontrada axialmente ( $0.1 \pm 0.00$ ). Já as demais coroas apresentaram espessura de película mais uniforme entre as regiões analisadas. A origem de falha mais comum foi encontrada na interface *coping*/cerâmica de cobertura para as coroas IPS Empress 2 e na interface *coping*/camada de cimento para as coroas dos outros sistemas. Concluiu-se que os sistemas cerâmicos não apresentaram diferença significativa de resistência à fratura, apesar das origens de falha significativamente distintas.

Bindl e Mormann (2005) quiseram investigar se os *copings* para coroas cerâmicas obtidos por tecnologia CAD/CAM apresentavam níveis similares de adaptação marginal daqueles obtidos

por técnicas convencionais como a técnica de cobertura do troquel (*slip-cast*) e a técnica de injeção por calor/pressão. Os sistemas avaliados foram In-Ceram Zircônia (*slip-cast*), Empress II (*heat-pressing*) e aqueles obtidos por tecnologia CAD/CAM (Cerec inLab, DCS, Decim e Procera). A desadaptação marginal média dos *copings* In-Ceram ( $25 \pm 18 \mu\text{m}$ ) foi significativamente menor do que os *copings* Empress II ( $44 \pm 23 \mu\text{m}$ ). Os *copings* Procera ( $17 \pm 16 \mu\text{m}$ ) e Decim ( $23 \pm 17 \mu\text{m}$ ) não diferiram dos In-Ceram ( $25 \pm 18 \mu\text{m}$ ), mas foram menores do que aqueles obtidos nos sistemas Empress II ( $44 \pm 23 \mu\text{m}$ ) e Cerec inLab ( $43 \pm 23 \mu\text{m}$ ). Os *copings* DCS ( $33 \pm 20 \mu\text{m}$ ) não foram significativamente diferentes de nenhum sistema. Quanto a adaptação interna, os *copings* Procera ( $136 \pm 68 \mu\text{m}$ ) apresentaram maior espaço interno do que os *copings* Decim ( $81 \pm 30 \mu\text{m}$ ) e In-Ceram ( $94 \pm 84 \mu\text{m}$ ) na região média no sentido V-L, enquanto que os *copings* Empress II ( $105 \pm 53 \mu\text{m}$ ), DCS ( $110 \pm 79 \mu\text{m}$ ) e Cerec inLab ( $114 \pm 58 \mu\text{m}$ ) não foram estatisticamente diferentes dos *copings* Procera e In-Ceram. Verificaram que os *copings* obtidos pela tecnologia CAD/CAM apresentaram níveis de adaptação compatíveis com aqueles obtidos por técnicas laboratoriais convencionais.

Stappert et al. (2005) avaliaram os efeitos de diferentes desenhos de preparos cavitários sobre a confiabilidade e a resistência à fratura de restaurações de cobertura parcial (RCP) as quais foram cimentadas adesivamente a pré-molares humanos após a exposição a um simulador de mastigação. Oitenta pré-molares humanos livres de cárie extraídos foram aleatoriamente divididos em dois grupos controle (A, B) e três grupos teste (C-E) consistindo de 16 espécimes cada. O Grupo A sem prepare, serviu como controle. Os espécimes do Grupo B ao E foram preparados como segue: Grupo B: MOD *inlay*, Grupo C: RCP (palatino), Grupo D: RCP (palatino e vestibular), Grupo E: coroa veneer completa. Utilizando uma cerâmica prensada IPS e.max Press, 64 restaurações totais cerâmicas foram confeccionadas e cimentadas adesivamente. Os

oitenta espécimes foram submetidos a 1.2 milhões de ciclos mastigatórios (F= 49 N) e 5500 ciclos térmicos a 5°C e 55°C num simulador de mastigação. Logo a seguir, todos os espécimes teste foram carregados na face oclusal até a fratura. A análise estatística incluiu o teste não pareado de *Wilcoxon rank sum* e box plots. Todos os espécimes suportaram a simulação mastigatória. Registrou-se os seguintes valores médios de resistência à fratura (N) (mínimo/máximo): Grupo A: 1446 (417/2404), Grupo B: 1351 (657/2096), Grupo C: 837 (346/1472), Grupo D: 963 (481/1691), Grupo E: 1361 (900/2211). Os valores de resistência dos Grupos A, B e E foram estatisticamente mais altos ( $P < 0.05$ ) do que aqueles dos Grupos C e D. As Inlays e veneers completas feitas de IPS e.max Press alcançaram valores de resistência correspondentes aos pré-molares do grupo controle.

Attia et al. (2006) investigaram o efeito da carga cíclica e de diferentes cimentos em condições de umidade, na resistência à fratura de coroas totais cerâmicas e de resina composta usinadas pela tecnologia CAD/CAM. Noventa e seis pré-molares superiores humanos foram preparados seguindo os seguintes critérios: inclinação axial de 6°, término marginal com 1.5 mm de largura em forma de ombro localizado a 0.5mm da junção cimento-esmalte no sentido oclusal, redução oclusal de 2mm e 5mm de altura gengivo-oclusal. Dezesseis pré-molares foram utilizados como controle. Quarenta e oito coroas totalmente cerâmica (Vita Mark II) e quarenta e oito coroas de resina composta (MZ 100 Block) foram confeccionadas via CAD/CAM (Cerec 3). As coroas foram distribuídas em três grupos (n=16) conforme os cimentos utilizados : Rely X ARC (RX), GC Fuji CEM (FC) e fosfato de zinco (ZP). Após uma semana de armazenamento em água, metade dos espécimes (n=8) em cada subgrupo foram submetidos a 600.000 ciclos de carga e 3500 ciclos térmicos (58°C/4°C, tempo de imersão: 60s) sob condições de umidade num simulador de mastigação. A outra metade foi fraturada sem a

ciclagem mecânica. Todos os espécimes foram carregados numa máquina de ensaios universal com uma carga compressiva (N) aplicada ao longo eixo do espécime numa velocidade de 1mm/minuto até a fratura. Os valores máximos de carga para a fratura foram registrados para cada espécime. O teste ANOVA a 3 fatores foi adotada para detectar os efeitos dos fatores experimentais (material da coroa, agente de cimentação e condições de carga) sobre a resistência a compressão. A comparação com os dentes naturais (controle) foi feita pelas médias do teste t ( $\alpha = .05$ ). Os resultados revelaram diferença estatisticamente significativa do cimento e da ciclagem de carga ( $p < .001$ ) enquanto que o material restaurador não exerceu influência significativa. A fadiga por ciclos de carga diminuiu significativamente a média de carga para a fratura dos grupos independentemente do cimento utilizado: MZ100/ZP: de 821.1 para 552.5N, MZ100/FC: de 914.7 para 706.2N, MZ100/RX: de 955.9 para 724.4N; Vita/ZP: de 722.3 para 571.5N, Vita/FC: de 923.6 para 721.1N e Vita/RX: de 929.1 para 752.7N. Entretanto, esta diminuição de resistência após a ciclagem não foi estatisticamente significativa no grupo controle (1140.1 N para 1066.2 N). Os cimentos adesivos Rely X ARC e GC Fuji CEM aumentaram significativamente a carga para a fratura quando comparados com o fosfato de zinco. Concluiu-se que a fadiga reduziu a resistência à fratura de ambos os materiais restauradores, enquanto que a cimentação adesiva aumentou esta propriedade.

Bindl et al., (2006b) investigaram a resistência à fratura, bem como o padrão de fratura, de coroas monocamadas para dentes posteriores obtidas por tecnologia CAD/CAM (Cerec 3). As coroas testadas foram obtidas a partir de blocos cerâmicos à base de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (grupo DL), à base de cerâmica vítrea de leucita (grupo L) e à base de cerâmica feldspática (grupo F). Além da variável tipo de cerâmica, testou-se o comportamento das coroas cimentadas com fosfato de zinco (1) e cimento resinoso (2). Os valores

de resistência (N) foram registrados em dois momentos distintos. O “início da fratura” e o “final da fratura”. Registrou-se a carga correspondente ao primeiro sinal de descontinuidade visualizado na curva tensão/deslocamento como o início da fratura e a carga correspondente a fratura catastrófica como final da fratura. Obtiveram-se os seguintes valores de carga inicial/final (DP): coroas 1 (DL) 807(91) / 2082(192), (L) 915(193) / 2082(192), (F) 985(199) / 1270 (301) que foram estatisticamente inferiores as coroas 2 (DL) 1456(205) / 2389(84), (L) 1684(395) / 2469 (171), (F) 1548(304) / 2392 (75). As coroas DL cimentadas com fosfato de zinco apresentaram resistência significativamente maior que as coroas L e F cimentadas com o mesmo cimento. Apesar de significativamente inferior, a resistência destas coroas se aproximou daquelas obtidas para os três sistemas cimentados com cimento resinoso. O padrão de fratura mais comumente encontrado no início da fratura foram trincas radiais a partir da superfície de cimentação. Já no final da fratura, as trincas tipo cone foram encontradas em todos os espécimes. Discutiu-se o papel das propriedades mecânicas do cimento no suporte de restaurações cerâmicas e ressaltou-se a utilização de cimentos com resistência compressiva compatíveis com as cargas mastigatórias encontradas clinicamente (200-665N). Concluiu-se que a cimentação adesiva equilibrou a resistência de cerâmicas mais frágeis com aquela mais resistente devendo, portanto, ser recomendada as mesmas. Do ponto de vista de resistência à fratura, o cimento de fosfato de zinco parece ser adequado para cimentação de coroas de dissilicato de lítio.

Rosentritt et al. (2006) estudaram a influência de vários parâmetros na simulação de estresse na resistência à fratura de uma prótese parcial fixa (PPF) de três elementos. Os fatores a serem avaliados foram: padrão mastigatório (quantidade de força aplicada e frequência), ciclagem termo-mecânica (realização ou não), aparelho de simulação de

ciclagem (carga pneumática ou por peso ), a movimentação mandibular lateral, o material dos dentes pilares (dentes humanos, poliméricos e metálicos), membrana periodontal artificial (presença ou ausência) e dentição antagonista. As próteses foram confeccionadas em uma cerâmica à base de dissilicato de lítio (Empress 2) e expostas a simulação de envelhecimento termo-mecânico. A combinação de ciclagem termo-mecânica reduziu significativamente a resistência à fratura de 1832 N para 410N. A duplicação da frequência mastigatória, bem como o aumento da carga mastigatória ou movimentos laterais adicionais não interferiram nos resultados. O aumento da força de mastigação, o periodonto artificial, a dentição antagonista ou o material do dente pilar interferiram na resistência à fratura das PPFs testadas. Os diferentes aparelhos não exerceram influência significativa sobre a capacidade de carga das PPFs. Concluiu-se que fatores como a simulação de envelhecimento (termociclagem e ciclagem mecânica combinados), a presença de periodonto artificial e o tipo de contato antagonista devem estar presentes em estudos laboratoriais para os resultados destes sejam mais próximos das condições encontradas clinicamente.

Scherrer et al. (2006) propuseram-se a educar profissionais da Odontologia na aplicação da fractografia descritiva (qualitativa) em análise de falhas clínicas e laboratoriais de materiais frágeis como o vidro e a cerâmica. Para tanto, examinaram as topografias de superfícies fraturadas de restaurações de vidro, resina composta reforçada com fibra de vidro e cerâmica que falharam clinicamente (Procera, Cerestore, In-Ceram, metalocerâmica). O exame foi realizado, através de MEV, em partes originais e réplicas de restaurações que falharam clinicamente. Buscou-se caracterizar morfológicamente aspectos clássicos da fractografia tais como: a região de ramificação de trincas (*hackle*), rastro deixado pela ramificação da trinca (*wake hackle*), ramificações de rotação (*twist hackle*), linhas de direção da propagação

da fratura ou linha de arraste (*arrest lines*) e o espelho da fratura. Além destas características, observou-se ainda nas superfícies da cerâmica de cobertura das estruturas cerâmica (coroa total cerâmica) e metálicas (coroa metalocerâmica) que falharam, anéis de compressão produzidos pela interação de uma trinca com a microestrutura do material. Já as superfícies fraturadas do vidro e da resina reforçada por fibra de vidro apresentaram aspectos adicionais como áreas de ramificação de trincas rápidas (*velocity hackle*). Concluiu-se que as características observadas foram bons indicadores da propagação da trinca, bem como da origem desta. Sendo assim, a fractografia descritiva pode ser uma ferramenta de compreensão dos mecanismos envolvidos no processo de falha e na avaliação do desenho adequado de materiais restauradores friáveis.

Taskonak et al. (2006) estudaram o local de origem de trincas e as causas de fraturas de próteses parciais fixas que falharam clinicamente. Seis próteses à base de dissilicato de lítio com revestimento cerâmico e sete próteses do mesmo material sem revestimento foram recuperadas e analisadas. A fractografia e os métodos dos mecanismos de fratura foram utilizados para estimar as tensões no momento da falha em seis pontes (50%) as quais a fratura iniciou-se a partir da superfície oclusal dos conectores. A fratura de uma prótese sem revestimento (8%) iniciou-se a partir da superfície gengival do conector. Três próteses revestidas fraturaram na camada de revestimento. As tensões para a falha de próteses totalmente cerâmicas sem revestimento alcançaram valores entre 107 e 161 MPa. Já as tensões para a falha nas próteses fixas com revestimento apresentaram valores entre 19 a 68 MPa. Concluiu-se que os locais de origem da fratura são controlados primeiramente pelo dano de contato e não pelo tipo de prótese propriamente dito.

Aboushelib et al. (2007) avaliaram se a velocidade de carga afetaria as resistências à fratura e ao impacto de dois sistemas

totalmente cerâmicos (cerâmica de estrutura mais revestimento - IPS Empress-Eris e Cercon-Ceram S). A energia absorvida pelos sistema cerâmicos no teste de resistência à fratura foi comparada a energia absorvida no teste de resistência ao impacto. Os princípios da fractografia foram usados para identificar a origem da fratura, suas dimensões, bem como, para calcular o estresse no momento da falha. A análise dos elementos finitos (FEA) foi utilizada para tentar justificar os resultados. Para as coroas de IPS Empress 2-Eris existiu uma significativa diferença na energia absorvida entre os testes de resistência à fratura e o teste de impacto. Já para o sistema Cercon-Ceram S não se observou tal diferença. Comparando os dois sistemas, não se observou diferença estatisticamente significante nos valores de energia absorvida no teste de resistência ao impacto. O padrão de falha dominante das coroas cerâmicas sob carga oclusal foi a trinca com configuração de cone na cerâmica de revestimento. Concluiu-se que para um bom uso da resistência das estruturas de zircônia, a resistência das cerâmicas de revestimento ou cobertura deve ser melhorada minimizando os modos de falha de lascamento e trinca em forma de cone.

Os cimentos resinosos combinados com sistemas adesivos tem demonstrado significativas melhorias na resistência a fratura, resistência à flexão bi-axial e microinfiltração de restaurações total cerâmicas à base de vidro. Conseqüentemente, a pobre qualidade de união tanto na interface cimento-cerâmica, quanto na interface cimento-dentina, pode reduzir significativamente a capacidade de uma cerâmica resistir ao início de uma fratura. Clelland et al. (2007) confirmaram esta relação através da avaliação da resistência à fratura de discos (8.5 mm de diâmetro X 1.35 de espessura) de cerâmica reforçada por leucita (IPS Empress -E1) e dissilicato de lítio (IPS Empress 2 - E2). Os discos foram divididos em três sub-grupos (n=15) e cimentados a seguir utilizando uma das três condições de união: (Control, Cer, Sub). O grupo controle seguiu

um protocolo de união ideal, enquanto que os outros grupos tiveram a adesão comprometida entre a interface cimento/cerâmica (Cer) ou entre a interface cimento/substrato (Sub). A carga foi aplicada no centro dos espécimes por uma ponta endentadora esférica de 10-mm de diâmetro numa velocidade de 0.01 mm/min. As cargas aplicadas foram aplicadas intermitentemente com aumentos de 50 N até que a fratura do substrato cerâmico pudesse ser observado por transiluminação óptica com aumento 32.6 vezes. A carga máxima aplicada antes da observação da trinca foi registrada como a carga para o início da falha. Estas cargas resultaram em valores entre 223.5 a 760.6 N. O Grupo E2 obteve o maior valor médio de carga para a falha (715.6 N), o qual foi significativamente maior que o grupo E1 ( $P < 0.001$ ). Para ambos os sistemas cerâmicos o grupo controle obteve valores de carga para o início da fratura significativamente maiores que os grupos experimentais (Cer e Sub).

Ereifej et al. (2008) se propuseram a avaliar diferenças entre falhas iniciais e finais (fratura) de coroas de diversos materiais submetidas a forças de compressão. Tal diferenciação foi possível utilizando um sistema de detecção de sinais de emissões acústicas durante o carregamento das coroas. Os dentes foram preparados para receber coroas de quatro sistemas cerâmicos: Vita Mark II (VM II), IPS e.max Ceram/CAD (CAD), IPS e.max Ceram/ZirCAD (ZirCAD) e BelleGlass/EverStick (BGES). As amostras foram carregadas através de um primeiro molar superior metálico (Cr/Co) numa velocidade 0.2mm/min e os sinais de emissão acústica foram registrados e analisados. Um número mínimo de 15 coroas por grupo foram carregadas até a falha final e os valores de falhas iniciais e finais comparados. Quatro amostras adicionais em cada grupo foram carregadas até o início da fratura e examinados fractograficamente sob microscópio óptico. Um limiar mais baixo de 50 dB (decibéis) foi escolhido para excluir ruídos falsos. As forças iniciais, consideradas falhas precoces, detectadas precocemente

pelos sinais emitidos acusticamente foram significativamente mais baixas do que a força final quando o espécime fraturou catastróficamente ( $p < 0.05$ ) em todos os grupos. O valor médio de força inicial das amostras ZirCAD (1029.1 N) foi mais alto do que aqueles VMII (744.4 N), CAD (808.8 N) e BGES (979.7 N). O valor médio de força final para a ZirCAD (2091.7 N) também foi significativamente mais alto do que os demais grupos: VMII (1120.9 N), CAD (1468.9 N) e BGES (1576.6 N). Valores de falha inicial detectados por emissão acústica em VMII foram significativamente mais altos do que CAD e BGES, enquanto que aqueles para a fratura final foram similares. Os sistemas cerâmicos avaliados mostraram variação significativa na carga final para à fratura de coroas e a emissão acústica mostrou que esta carga foi significativamente menor quando quando manifestada sob a forma de falhas prematuras.

O comportamento clínico de coroas à base de dissilicato de lítio foi avaliado por Suputtamongkol et al., (2008). Trinta coroas cerâmicas foram cimentadas em dentes posteriores de pacientes adultos com saúde bucal classificada como boa à excelente e avaliadas após um ano de uso. Parâmetros como saúde gengival, oclusão, integridade da restauração, cárie secundária e satisfação do paciente, foram utilizados para classificar a qualidade das coroas em quatro possíveis categorias (1-4; 4= excelente; 3= boa; 2= inaceitável com necessidade de substituição; 1= inaceitável com necessidade de substituição imediata). A força máxima de apertamento, bem como o desgaste da coroa cerâmica e do esmalte antagonista, também foram mensurados em cada um dos vinte e nove pacientes. Todos os critérios clínicos estiveram classificados entre bom e excelente e nenhuma fratura foi observada no período de um ano. A força máxima de apertamento alcançou níveis entre 125 a 815 N tendo como média o valor de  $394 \pm 193$  N ( $41 \pm 20$  Kg). O volume médio de desgaste oclusal da coroa cerâmica foi significativamente mais baixo do que o volume médio de desgaste oclusal do esmalte da coroa antagonista.

Apesar dos bons resultados, os autores ressaltam a necessidade de acompanhamentos mais longos que o período de um ano para obtenção de conclusões mais confiáveis.

Yi e Kelly (2008) recentemente investigaram se a área de contato (ex: tamanho da faceta) influenciaria na carga necessária para a formação de uma trinca radial superficial em espécimes de porcelana unidos a um material análogo à dentina. Para tanto, confeccionaram discos de porcelana odontológica de diferentes espessuras (0.5 mm, 1 mm, e 1.5 mm) unidos à bases padronizadas de substrato dentinário simulado e aplicaram carga até a fratura por meio de pistões de alumínio com diferentes diâmetros (1 mm, 2 mm, ou 3 mm). Pequenos estalos da trinca radial subsuperficial foram detectados usando o método da emissão acústica (AE). Também foi utilizado o método de análise de elementos finitos (AEF) antes e depois dos testes de compressão para desenhar em três dimensões o experimento e calcular as tensões para a falha na subsuperfície. Encontrou-se diferença significativa nas cargas suportadas antes da fratura tanto para a espessura da cerâmica como para o diâmetro do pistão ( $p < 0.05$ ; ANOVA e post-hoc Scheffe). As cargas necessárias para a falha foram proporcionais ao quadrado da espessura da porcelana. Independentemente da espessura da cerâmica, a aplicação de carga com o pistão de 3 mm resultou em valores significativamente mais altos do que aqueles encontrados quando o pistão de 1 mm foi utilizado. A resistência a falha da porcelana de 1 mm de espessura, calculada pela AEF, (calculada a partir de valores médios de carga experimentais) diferiu significativamente com o pistão de 1 mm (168MPa) ou com o pistão de 3 mm (60MPa). Os autores concluíram que, possivelmente, tanto a espessura da cerâmica como o tamanho da faceta de contato podem ser controlados clinicamente para aumentar a capacidade de coroas totais cerâmicas suportar cargas. Entretanto, ressaltam ainda, que valores de resistência por si só não representam

adequadamente modelos de coroas cerâmicas adesivas, mas se avaliados pela Análise de Weibull podem melhorar a exatidão destes. Estes resultados sugerem que pontas endentadoras esféricas pequenas não criam condições de contato clinicamente análogas.

A obtenção de informações relevantes a respeito do comportamento de materiais dentários obtidas a partir de estudos laboratoriais é de fundamental importância na seleção dos mesmos antes da utilização clínica destes. Conscientes disso, Zahran et al. (2008) compararam a resistência à fratura e à fadiga de coroas totais cerâmicas obtidas através do sistema CAD/CAM (CEREC-3D). Sendo assim, em todas as etapas do estudo, os autores procuraram utilizar materiais e métodos que pudessem reproduzir ao máximo a situação clínica. Como substrato para o suporte das coroas utilizaram um material com módulo de elasticidade similar ao da dentina (12.9 GPa). Os preparos dos troquéis foram realizados a partir de recomendações clínicas [ redução oclusal de 1.5 mm e desgaste axial mínimo de 1mm de largura com um ângulo de convergência total de 6 a 8° ( 3 a 4° de cada lado), margem do preparo em ombro com no mínimo 1 mm de largura, superfícies vestibular e lingual preparadas em dois planos e linhas de angulação do preparo alisadas para redução da concentração de estresse]. As coroas cerâmicas tiveram dimensões clinicamente relevantes (MD - 8.8 mm, VL – 9.5 mm). Para reproduzir uma anatomia oclusal adequada, um molar de estoque foi preparado para receber uma coroa total cerâmica. Este preparo foi duplicado e 40 troquéis em resina epóxica foram obtidos. Sobre a metade destes foram confeccionadas coroas totais em cerâmica feldspática (Vita Mark II) (VMII) e sob a outra metade dos troquéis coroas de dióxido de zircônio estabilizado com ítrio (In-Ceram YZ) (YZ). As estruturas de YZ foram sinterizadas e cobertas manualmente com uma cerâmica de revestimento com partículas finas (VM9). Todas as coroas foram cimentadas nos respectivos troquéis usando um cimento resinoso

confiável (Panavia F 20). Dez coroas de cada grupo foram sujeitas à fadiga (500.000 ciclos numa frequência de 20 Hz) por cargas compressivas similares às aquelas recebidas por molares na região posterior (50 – 600N). As outras dez coroas foram carregadas até à fratura numa velocidade de 1mm/ min. As cargas foram aplicadas por uma ponta esférica de aço inox de 3mm. Entre a ponta de aplicação de carga e a coroa foi posicionada uma película de silicone como bloqueador do estresse. Em ambos os testes as coroas estiveram imersas em água destilada sob temperatura de 37°C para simular o efeito da saliva na cerâmica. Os dados foram analisados estatisticamente usando o teste t independente e o teste exato de Fisher a um nível de  $\alpha = 0.05$ . Houve uma diferença estatisticamente significativa entre os níveis de sobrevivência entre os dois materiais testados durante o teste de fadiga ( $p < 0.001$ ). Todas as coroas VMII sobreviveram a ciclagem sem qualquer formação de trinca, enquanto que todas as coroas de YZ falharam (40% fraturaram e 60% apresentaram trincas). Todas as fraturas nas coroas de YZ, durante a ciclagem mecânica, ocorreram dentro da camada de revestimento. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de resistência à fratura dos dois materiais ( $p = 0.268$ ). Os valores médios de resistência à fratura (desvio-padrão) em N foram: 1459 (492) para as coroas YZ e 1272 (109) para as coroas VMII. O comportamento das coroas VMII foi superior às coroas YZ no teste de fadiga. As trincas e fraturas prematuras das coroas de YZ foram atribuídas a fragilidade da união adesiva entre a cerâmica de estrutura e a cerâmica de revestimento.

Clausen et al. (2010) investigaram a influência do preparo e do tipo de cerâmica na ciclagem mecânica e na resistência à fratura de restaurações cerâmicas de cobertura total em molares humanos inferiores. As restaurações foram laboratorialmente fabricadas em cerâmica reforçada por leucita (IPS Empress Esthetic) ou reforçada por

dissilicato de lítio (IPS e.max Press). Oito espécimes foram aleatoriamente distribuídos em quatro grupos de cada material. Os grupos tiveram os terminos dos preparos definidos em chanfrado ou em ombro biselado. As restaurações foram cimentadas com cimento resinoso e armazenadas por uma semana. Foram submetidas à 600.000 ciclos de carga (10 kg) e 3500 ciclos térmicos (5°C/55°C) sob condições de umidade num simulador de mastigação. Os espécimes que sobreviveram a ciclagem foram carregados numa máquina de ensaios universal com carga compressiva (N) até à fratura. A análise estatística foi realizada com teste ANOVA a 3 fatores. Todos os espécimes sobreviveram a ciclagem mecânica. A média de resistência à fratura alcançou valores entre 2895 a 4173 N (ou 2895 Kgf a 4173Kgf). O tipo de cerâmica teve influência significativa na resistência à fratura ( $p=0.0001$ ). A cerâmica reforçada por dissilicato de lítio obteve valores de resistência mais altos que a cerâmica reforçada por leucita, enquanto que o tipo de término do preparo não exerceu influência na resistência à fratura ( $p=0.9461$ ). Os autores consideraram as restaurações em cerâmica reforçada por dissilicato de lítio ou reforçada por leucita adequadas para uso clínico.

Etman e Woolford (2010) compararam o comportamento clínico de dois novos sistemas cerâmicos para coroas em dentes posteriores com as tradicionais coroa metalocerâmicas. A análise foi realizada utilizando critérios modificados do serviço de saúde pública dos Estados Unidos (USPHS). Noventa dentes posteriores com indicação de coroa total em 48 pacientes foram aleatoriamente distribuídos igualmente ( $n= 30$ ) em três grupos conforme material restaurador: cerâmica experimental à base de dissilicato de lítio (IPS e.max Press), cerâmica à base de alumina (Procera AllCeram) e metalocerâmica (Simidur S 2 coberta com IPS Classic Porcelain). As coroas foram analisadas ao longo de três anos. Coroas que apresentaram trincas visíveis foram seccionadas, removidas e suas superfícies analisadas por MEV. Os

dados foram analisados pelo teste estatístico não paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido pelo teste de Mann-Whitney com correção de Bonferroni ( $\alpha=.05$ ). A avaliação pelo critério USPHS mostrou que as coroas em IPS e.max Press e metalocerâmicas apresentaram menores alterações clínicas que as coroas em Procera AllCeram. As alterações foram notadas como rugosidade visual, desgaste e deformação nas áreas de contato oclusal. As imagens em MEV mostraram facetas de desgates bem definidas em ambos os sistemas. O teste de Kruskal-Wallis mostrou uma diferença significativa ( $P<.05$ ) nos escores Alpha entre os três tipos de coroas. As coroas em IPS e.max Press demonstraram um comportamento clínico comparável às coroas do sistema Procera AllCeram e a metalocerâmica, porém a resistência ao desgaste deste sistema foi superior ao Procera AllCeram de acordo com os critérios USPHS modificado.

### **3 PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste trabalho foi avaliar as seguintes hipóteses:

a) os tratamentos da superfície cerâmica após o condicionamento com HF não influenciam na resistência à fratura de coroas cerâmicas;

b) os tratamentos da superfície cerâmica após o condicionamento com HF não eliminam o F depositado sobre a mesma;

c) não há correlação entre a espessura da película de cimento das coroas cerâmicas com a resistência à fratura das mesmas.

## **4 MATERIAL E MÉTODO**

Devido à utilização de dentes humanos neste trabalho, previamente à realização do mesmo, submeteu-se o projeto de pesquisa ao Comitê de Ética e Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos cujo parecer de aprovação encontra-se anexado (ANEXO A). Além disso, realizou-se um estudo piloto utilizando-se 12 terceiros molares humanos com o propósito de criar, aperfeiçoar e padronizar as diferentes técnicas laboratoriais.

### **4.1 Seleção, inclusão e preparo dos espécimes**

Foram utilizados neste trabalho 128 terceiros molares superiores cedidos pelo Banco de Dentes Humanos da FOU SP. Estes dentes tiveram as dimensões V-L e M-D de suas coroas medidas e a partir dos valores médios verificou-se ausência de discrepância de tamanho estatisticamente significativa. A seguir, selecionou-se 40 dentes livres de trincas e com morfologia semelhante para o preparo dos mesmos.

O preparo dos dentes foi padronizado seguindo a seguinte seqüência: inclusão dos dentes, desgaste axial e desgaste oclusal. Para reproduzir a mobilidade fisiológica do dente, as raízes foram cobertas com polieter (Impregum, 3 M/ESPE, Sumaré, SP) para simular o ligamento periodontal (Koutayas et al., 2004; Rosentritt et al., 2006). Uma cobertura uniforme de, aproximadamente, 0,3 mm foi obtida através da imersão das raízes em cera plástica fluída específica para imersão (PW 1 Plástica – Kota Import's, São Paulo, SP, Brasil) desde o ápice até a

margem radicular cervical não invadindo a distância biológica de 2mm abaixo da junção cimento-esmalte (Figura 1). A fluidez constante da cera foi obtida através de aparelho elétrico de aquecimento de cera (Hot Rod – Wax Centre) com regulagem de temperatura a 90°C confirmada por termômetro.



Figura 1 – Seqüência para obtenção de camada uniforme de cera

A seguir, os dentes foram posicionados com auxílio de delineador no interior de um molde de silicone (Silibor – Clássico Artigos Odontológicos, São Paulo, SP) obtido a partir de um padrão metálico com formato cilíndrico (diâmetro: 15 mm; altura: 20 mm). No interior deste molde foi vertido poliuretano para vazamento (F16 - Axson – Cergy, França).(Figura 2)



Figura 2– Posicionamento do dente no molde e inclusão em poliuretano

Após a polimerização do poliuretano, o conjunto foi imerso em água a 75°C por 1 min para remoção da camada de cera e posterior aplicação do poliéter ao redor da superfície radicular. A raiz foi novamente posicionada no interior dos cilindros de poliuretano e após a polimerização do material elastomérico, seu excesso foi removido com uma lâmina de bisturi no nível cervical radicular de 2 mm aquém da junção cimento-esmalte. (Figura 3) A partir deste momento, cada dente incluído recebeu um número para identificação durante o restante do trabalho.

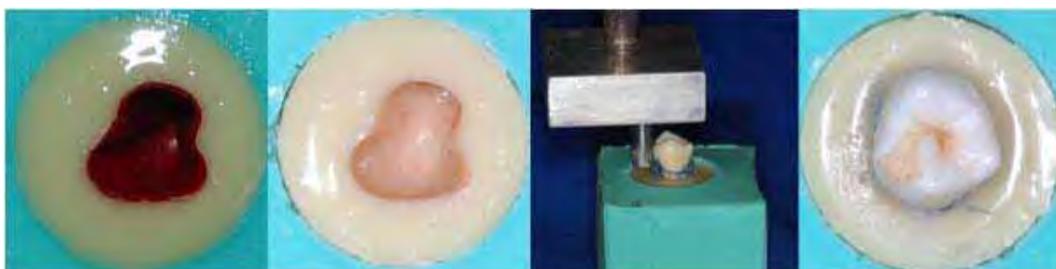


Figura 3– Cilindro de poliuretano, remoção da cera, inclusão de silicone e embutimento finalizado.

Para auxiliar a padronização dos preparos foi utilizado um dispositivo metálico de aço inox proposto por Borges, (2005). Este dispositivo, estando acoplado de um lado na haste vertical de delineador articulado (1000N – Bio-Art – São Carlos – SP) e do outro na cabeça da turbina de alta rotação, permitiu movimentos combinados de rotação e translação horizontal em torno de um único eixo (Figura 4).



Figura 4– Dispositivo utilizado para padronização dos preparos

A largura do término marginal do preparo de 1,0 mm foi controlada por sonda periodontal. A forma do término marginal (chanfro longo) e a inclinação do preparo ( $10^0$ ) foram determinados através de desgaste utilizando ponta diamantada tronco-cônica (3139, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). O desgaste oclusal foi realizado com a mesma ponta diamantada e orientado pelas inclinações de cúspide. A profundidade do desgaste oclusal foi de no mínimo 1,5 mm ou mais até que se obtivesse preparos dentários com 4 mm de altura e sem remanescente em esmalte. Esta medida foi controlada por paquímetro digital (Starrett 727, Starrett, Itu, Brasil) compreendendo a distância entre as pontas de cúspide e margem do término. A seguir, deu-se o acabamento e polimento dos preparos com pontas diamantadas específicas para estas finalidades (3138 F e 3138FF, KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). Durante toda a etapa de preparo coronário, o desgaste dentário foi realizado sob irrigação constante.



Figura 5– Dente a ser preparado; Desgaste axial; Desgaste oclusal/ preparo acabado; Largura do término

Para que coroas totais cerâmicas com anatomia e dimensões padronizadas pudessem ser obtidas, utilizou-se um sistema CAD/CAM (Cerec inLab; Sirona; Bensheim, Germany). Os dentes preparados receberam uma camada de pó à base de dióxido de titânio anti-reflexão (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e foram posicionados um a um no escâner digital localizado no interior da unidade fresadora. As respectivas imagens foram transferidas e armazenadas em computador. Com o auxílio do *software* associado ao sistema (inLab 3D; Sirona; Bensheim, Germany) as coroas foram desenhadas. A partir do banco de dentes deste programa, foi possível padronizar o desenho das coroas e anatomia oclusal selecionando como modelo padrão a coroa do dente 17 da escala VITA para todos os preparos. A espessura da coroa no centro da face oclusal foi padronizada em 2mm. A seguir, delimitou-se a margem do preparo de cada imagem escaneada. Acrescentou-se ainda o valor de 30  $\mu\text{m}$  de alívio correspondente ao espaço de cimento. Estas informações foram transmitidas a unidade fresadora do sistema que desgastou os blocos de cerâmica sinterizados parcialmente (cor LTA3/C14, IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) transformando-os em coroas. Após a usinagem das coroas, a integridade das mesmas foi avaliada por microscópio óptico (Mitutoyo MF, Mitutoyo Co Ltd., Tokyo, Japan). Coroas que apresentassem trincas ao longo de

sua extensão, bem como lascas ou bordas marginais irregulares seriam descartadas.

#### **4.2 Avaliação da espessura da película de cimento das coroas**

Previamente a esta avaliação, as coroas foram levadas ao interior de fornos cerâmicos (P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) para o processo de cristalização da cerâmica que conferirá a resistência final do material. Neste forno há um programa específico para este procedimento, que regula a velocidade gradual de fechamento/abertura do mesmo, bem como aquecimento e resfriamento. A temperatura máxima para a cristalização foi 840°C (1544°F).

Após a cristalização das coroas cerâmicas, seguindo as orientações de sinterização do fabricante, a espessura da película de cimento das mesmas sobre os respectivos preparos foi avaliada utilizando a técnica cimento-análogo ou réplica com uma silicona de adição fluída de consistência leve e coloração azul (Elite HD Light Body, Zhermack, Badia-Polesine, Rovigo, Itália) (McLean e Von Fraunhofer 1971; Rahme et al., 2008). Analogamente a um cimento resinoso, o material elastomérico foi manipulado, segundo as orientações do fabricante, e aplicado com um espátula de inserção no interior de cada coroa. Estas foram assentadas sob pressão digital nos respectivos preparos e a seguir, o conjunto permaneceu em um paralelômetro modificado por 6 min para aplicação de carga estática de 750 g. Após a polimerização do material, as coroas foram removidas e aplicou-se no seu interior silicona de adição fluída de consistência regular com coloração roxa (Elite HD Regular Body, Zhermack, Badia-Polesine, Rovigo, Itália) até o seu preenchimento completo para que a película de cimento-análogo fosse removida sem danos. Foram demarcados a face vestibular do conjunto, bem como o

posicionamento espacial da película identificando o centro da mesma, no sentido vestibulo-lingual. Dado a polimerização do material, retirou-se o conjunto do interior da coroa observando-se a película de silicone de adição azul aderida ao silicone de adição roxo. A seguir, este conjunto foi posicionado centralizadamente no interior de uma caixa de silicone transparente (dimensões: altura: 13 mm, largura: 20 mm e comprimento 20 mm). Esta caixa foi preenchida com a silicona roxa obtendo-se um bloco único após sua polimerização, contendo em seu interior a película de silicona azul a ser medida no microscópio óptico (Mitutoyo MF, Mitutoyo Co Ltd., Tokyo, Japan). A partir da face vestibular e do centro da coroa, foi feito um corte único com lâmina de barbear dividindo o bloco em dois lados: hemiface A e hemiface B. Para cada hemiface, 7 regiões da película tiveram sua espessura medida em mm (Figura 6).

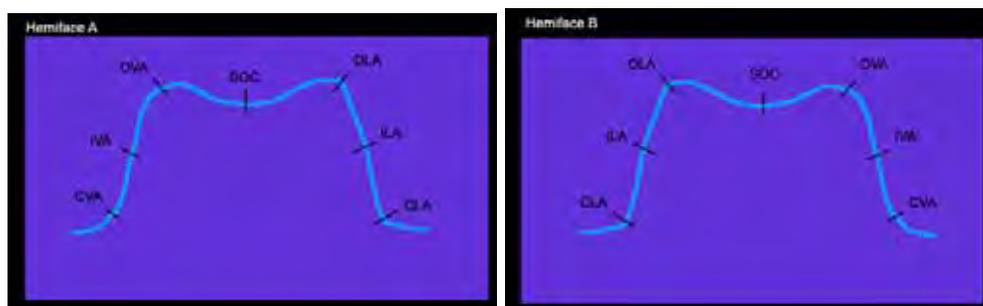


Figura 6 – Regiões da película de silicone onde a espessura foi avaliada

As regiões foram:

- a) cervical da parede vestibulo-axial (CVA)
- b) intermediária da parede vestibulo-axial (IVA)
- c) oclusal parede vestibulo-axial (OVA)
- d) sulco oclusal central (SOC)
- e) oclusal parede linguo-axial (OLA)
- f) intermediária da parede linguo-axial (ILA)
- g) cervical da parede linguo-axial (CLA)

Foram realizadas quatro leituras sobre cada região, tanto na hemiface A quanto na hemiface B, totalizando 56 medidas por dente. A partir dos valores médios da espessura da película de cimento (tabela 1), os espécimes (coroa assentada sobre dente preparado) foram ranqueados em ordem crescente (tabela 2) e distribuídos nos grupos de tratamento da superfície cerâmica de forma seqüencial e alteranada conforme posição no ranque (tabela 3).

Tabela 1 – Valores médios da espessura da película de cimento (mm) da coroa por região do preparo em toda amostra

<b>CVA</b>	<b>IVA</b>	<b>OVA</b>	<b>SOC</b>	<b>OLA</b>	<b>ILA</b>	<b>CLA</b>
0,35	0,11	0,32	0,53	0,34	0,1	0,47

Tabela 2 – Ranqueamento crescente das coroas a partir do valor médio da espessura da película de cimento (mm)

Posição	Espessura	Coroa nº	Posição	Espessura	Coroa nº
1	0,112	37	21	0,304	25
2	0,115	33	22	0,322	6
3	0,123	10	23	0,329	36
4	0,132	35	24	0,348	17
5	0,159	2	25	0,361	26
6	0,169	9	26	0,367	27
7	0,174	16	27	0,378	1
8	0,175	15	28	0,383	29
9	0,196	11	29	0,384	30
10	0,210	13	30	0,385	14
11	0,216	34	31	0,387	21
12	0,221	3	32	0,407	22
13	0,225	19	33	0,419	39
14	0,227	28	34	0,442	32
15	0,233	8	35	0,449	20
16	0,237	38	36	0,480	12
17	0,243	18	37	0,541	40
18	0,251	7	38	0,551	31
19	0,258	5	39	0,568	24
20	0,290	4	40	0,579	23

Tabela 3 - Distribuição seqüencial e alternada dos espécimes nos grupos de tratamento conforme posição no ranque

Grupo	Coroa nº	Posição no ranque	Grupo	Coroa nº	Posição no ranque
HF	37	1º	HFU	10	3º
HF	2	5º	HFU	16	7º
HF	11	9º	HFU	34	11º
HF	19	13º	HFU	8	15º
HF	18	17º	HFU	5	19º
HF	25	21º	HFU	36	23º
HF	26	25º	HFU	1	27º
HF	30	29º	HFU	21	31º
HF	39	33º	HFU	20	35º
HF	40	37º	HFU	24	39º
HFN	33	2º	HFNU	35	4º
HFN	9	6º	HFNU	15	8º
HFN	13	10º	HFNU	3	12º
HFN	28	14º	HFNU	38	16º
HFN	7	18º	HFNU	4	20º
HFN	6	22º	HFNU	17	24º
HFN	27	26º	HFNU	29	28º
HFN	14	30º	HFNU	22	32º
HFN	32	34º	HFNU	12	36º
HFN	31	38º	HFNU	23	40º

#### 4.3 Tratamento de superfície e cimentação das coroas cerâmicas

Após a avaliação da espessura da película de cimento as coroas foram limpas em banho sônico com água destilada por 5 min e secas com jatos de ar. A seguir, aplicou-se na superfície interna das coroas HF a 4.9% (IPS Ceramic Etching-gel-Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) por 20s removendo-se o mesmo com *spray* ar-água por 30s e secagem total com ar comprimido.

Após o condicionamento ácido as coroas foram submetidas aos tratamentos de superfície pré-cimentação conforme citados na tabela 4.

Tabela 4 – Tratamento de superfície realizado nos grupos

<b>Grupo</b>	<b>Tratamento de superfície</b>	<b>N</b>
1 (HF)	Silano	10
2 (HFN)	Agente neutralizador+silano	10
3 (HFU)	Banho sônico+silano	10
4 (HFNU)	Agente neutralizador+Banho sônico +silano	10

No grupo 1 foi aplicado uma camada de agente silano (Monobond S; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e aguardou-se o tempo de 60s para sua secagem.

No grupo 2 foi aplicado agente neutralizador à base de carbonato de cálcio e carbonato de sódio (Neutralizing powder – IPS Ceramic kit, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) por 5 min seguido de lavagem com *spray* ar-água por 30 s e secagem total com ar comprimido, seguido de aplicação de silano como no grupo 1.

No grupo 3 as coroas foram imersas em água destilada para banho sônico (VITA In-Ceram® Vitasonic II, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) durante 5 min (Magne; Cascione, 2006) seguido de lavagem com *spray* ar-água por 30 s e secagem total com ar comprimido, seguido de aplicação de silano como no grupo 1.

No grupo 4 a utilização do agente neutralizador e banho sônico foram associadas seguindo os mesmos protocolos dos grupos 2 e 3.

Todos os grupos receberam, após cada tratamento de superfície, uma camada de agente silano por 60 s até sua secagem.

A seguir foi realizado o condicionamento dentinário dos dentes preparados com ácido fosfórico a 37% (Total Etch; Ivoclar

Vivadent, Schaan, Liechtenstein) por 15 s, lavagem por 10 s e secagem com papel absorvente. Foi aplicado um sistema adesivo de duas fases (Syntac, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein ). Primeiro foi aplicado uma camada de *primer* e aguardou-se 15 s. A seguir, aplicou-se uma camada do adesivo e aguardou-se 10 s. Partes iguais da paste base e catalisadora (baixa viscosidade) do cimento resinoso de dupla polimerização (Variolink II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foram manipuladas por 10 s e aplicadas no interior de cada coroa. As mesmas foram assentadas sobre o dente sob uma carga constante de 750 g por 3,5 min. Fotopolimerizou-se cada face por 2 s para facilitar a remoção de excessos do cimento. Quarenta segundos de fotoativação foram realizados em cada uma das faces da coroa. Uma hora após a cimentação os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas antes do teste de resistência à fratura.

#### **4.4 Análise topográfica e química da cerâmica via MEV e EDS**

Para caracterização da morfologia da superfície cerâmica alterada pelos tratamentos de superfície em MEV (FEI/Philips XL30 ESEM; Philips Electronic Instruments Co, Mahwah, NJ), cinco espécimes, em formato de barra (16 mm x 2 mm x 2 mm), foram preparados a partir dos mesmos blocos cerâmicos utilizados anteriormente para a confecção das coroas. Primeiramente o bloco foi cortado em fatias retangulares (16 mm x 2 mm) usando disco diamantado em máquina de corte (Model 650, South Bay Tech Inc, San Clemente, CA, EUA) sob refrigeração e baixa rotação. Cada retângulo cerâmico foi planificado e polido com lixas de SiC (carbeto de silício) até a granulação 1000 em politriz (Metaserv- Metallurgical Services, Betchworth, Survey, Inglaterra). A seguir, estes foram reposicionados na máquina de corte e cortados em barras. Por fim os

espécimes foram limpos em banho sônico com água destilada por 15 min e cristalizados segundo programa de queima recomendado pelo fabricante.

Os mesmos espécimes foram analisados quanto a presença dos elementos químicos no substrato cerâmico através da técnica de EDS (Espectrometria por Energia Dispersiva de Raios X ou *Energy Dispersive Spectrometry* – EDS). Esta é baseada na análise das energias características de raios X emitidos por cada elemento componente de uma amostra, como resultado da incidência de um feixe de elétrons na superfície da amostra analisada. O espectrômetro EDS está acoplado ao microscópio eletrônico de varredura utilizado para as análises (Figura 7). Ambas as análises foram realizadas na Faculdade de Química e Engenharia Química da Universidade de Newcastle, Inglaterra.



Figura 7 – Microscópio eletrônico de varredura acoplado à espectrofotômetro utilizado para as análises topográfica e química

#### 4.5 Ensaio de resistência à fratura

Para determinação da resistência à fratura, uma haste de aço inox, com extremidade esférica de 4 mm de diâmetro, montada numa máquina universal de ensaios, foi usada para aplicar uma carga (célula de carga de 1000 Kgf) no longo eixo do espécime numa velocidade de 1 mm/min até à fratura. Os espécimes foram posicionados de tal forma que a carga compressiva (Kgf) fosse aplicada perpendicularmente ao centro oclusal de cada coroa. Entre a extremidade da haste aplicadora da carga e a superfície cerâmica foi interposta uma película de silicone incolor (Soft EVA- Borrachóide – 1,0 mm, Bio-Art Equip. Odontol., São Carlos, SP, Brasil) (Figura 8). A carga compressiva necessária para provocar à fratura foi registrada para cada espécime (Attia et al., 2006).



Figura 8– Espécime posicionado e estabilizado perpendicularmente a carga aplicada ao centro da face oclusal; Película de silicone interposta entre ponta aplicadora e a coroa.

#### **4.6 Análise das fraturas após o ensaio**

Os espécimes foram examinados visualmente para determinar o modo de fratura. As falhas foram determinadas seguindo a classificação proposta por Burke (2006) (Tabela 5).

Tabela 5 – Classificação dos modos de fratura

<b>Modo de fratura</b>	<b>Descrição</b>
I	Trinca ou mínima fratura da coroa
II	Menos da metade da coroa perdida
III	Metade da coroa deslocada ou perdida
IV	Mais da metade da coroa perdida
V	Fratura severa da coroa e/ou dente

#### **4.7 Forma de análise dos resultados**

Os valores numéricos (n= 10) obtidos para a fratura dos espécimes foram submetidos à análise estatística descritiva (média e desvio padrão) e inferencial, mediante o teste paramétrico ANOVA, um fator e o teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ). Verificou-se ainda a correlação entre a espessura da película de cimento das coroas com a resistência à fratura das mesmas através do coeficiente de correlação de Pearson (r), ao nível de significância de 5%.

## 5 RESULTADO

### 5.1 Análise topográfica e química da cerâmica via MEV e EDS

Os padrões morfológicos produzidos nas superfícies cerâmicas pelos diferentes tipos de tratamento são apresentados na Figura 9.

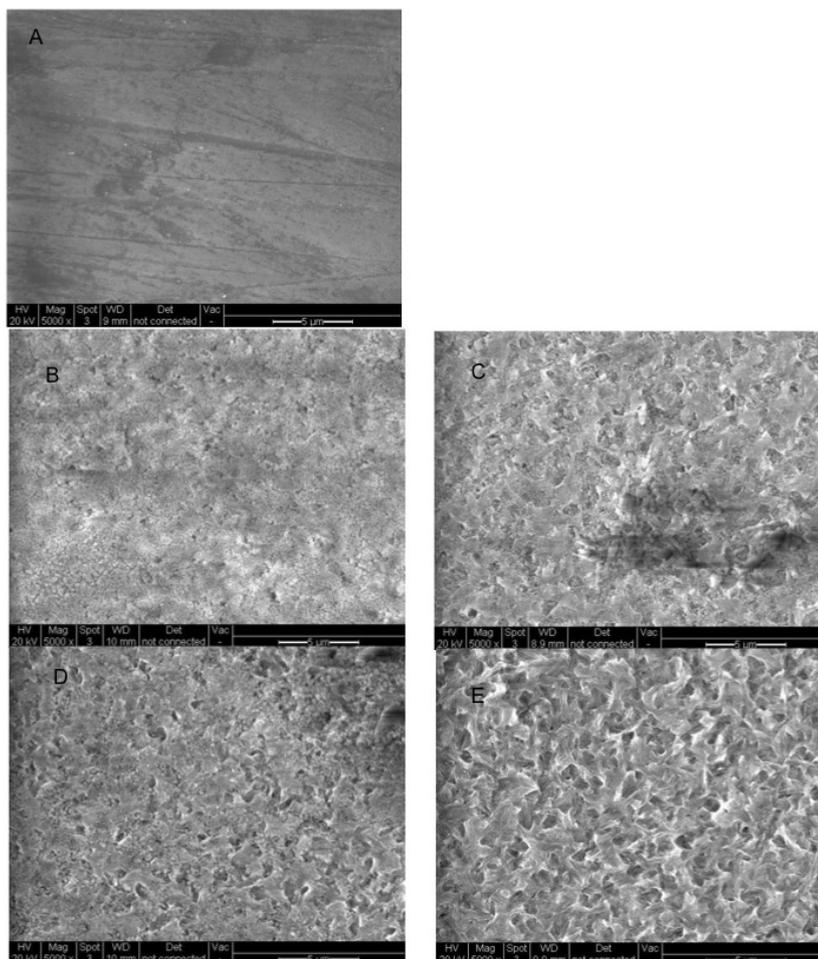


Figura 9 – Fotomicrografias por MEV dos tratamentos da superfície cerâmica(X5000): A – Ausência de condicionamento ácido; B - HF; C – HFN; D – HFU e E – HFNU.

A Figura 9A mostra a lisura superficial da cerâmica após polimento. Na Figura 9B a superfície condicionada aparece coberta por camada de resíduos provenientes do condicionamento com HF. As Figuras 9C e 9D mostram um padrão de superfície cerâmica bem mais irregular obtido com os tratamentos utilizando o agente neutralizador e o banho sônico respectivamente. A associação do agente neutralizador e do banho sônico permitiu uma visualização mais ampla e limpa dos poros decorrentes da dissolução da matriz vítrea pelo condicionamento ácido, bem como a exposição dos cristais de dissilicato de lítio (Figura 9E).

A análise química utilizando EDS permitiu a identificação dos elementos químicos presentes nas superfícies cerâmicas após os diferentes tratamentos. Observando-se a Figura 10, em uma amostra cerâmica não condicionada, nota-se a presença de elementos como O, Mg, Al, Si, P, K que caracterizam a microestrutura da cerâmica analisada que é composta por dióxido de silício ( $\text{SiO}_2$ ) incorporado por óxidos adicionais ( $\text{Li}_2\text{O}$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{P}_2\text{O}_5$ ).

As Figuras 11, 12, 13 e 14 referem-se aos espectros de raio-X de amostras dos grupos HF, HFN, HFU e HFNU respectivamente. Nota-se que os espectros dos grupos condicionados com HF foram muito semelhantes entre si. Pode-se observar elementos que compõem o precipitado do ácido (C, F, Ca, Ba) bem como do agente silano (Yb) aplicado na seqüência de todos os tratamentos de superfície.

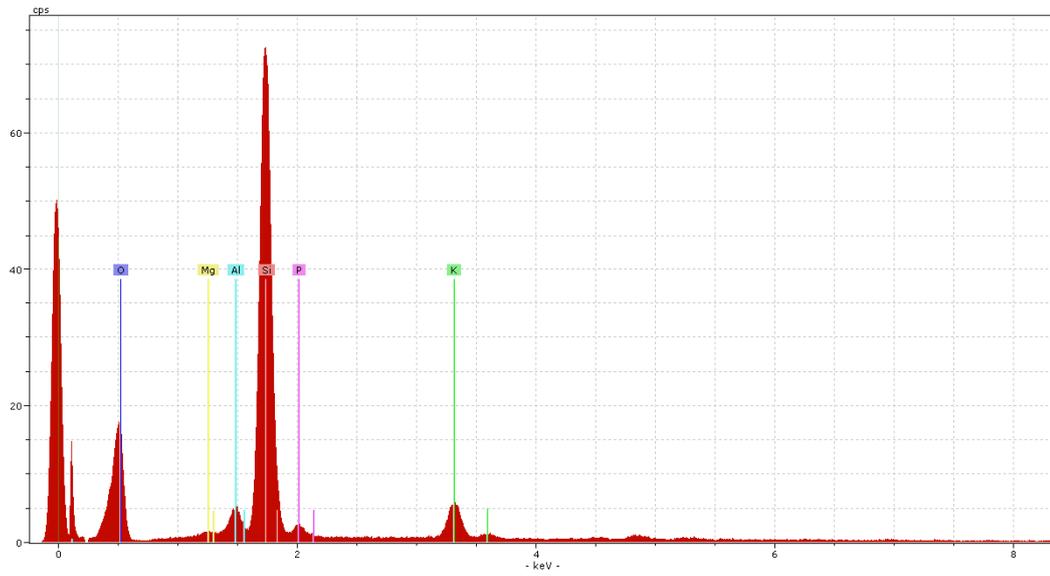


Figura 10 - Espectro de raio X de uma superfície cerâmica não condicionada com HF

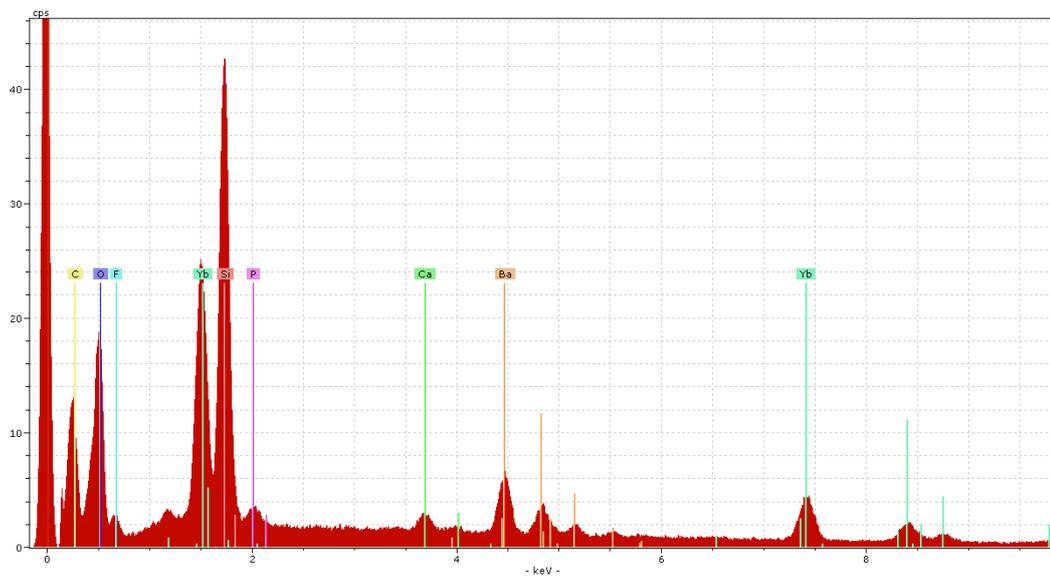


Figura 11 - Espectro de raio X de uma superfície cerâmica do grupo HF.

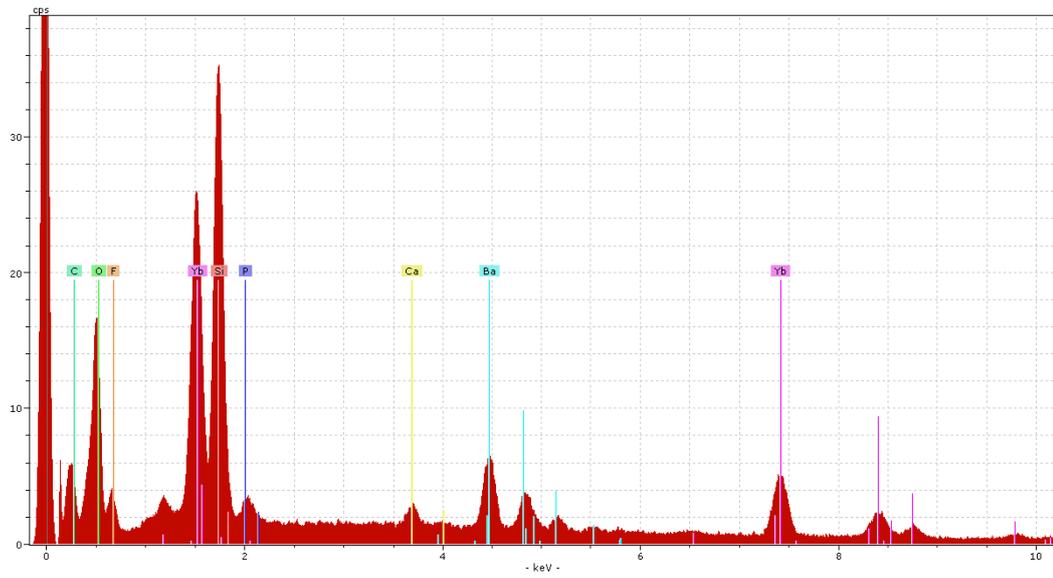


Figura 12 - Espectro de raio X de uma superfície cerâmica do grupo HFN.

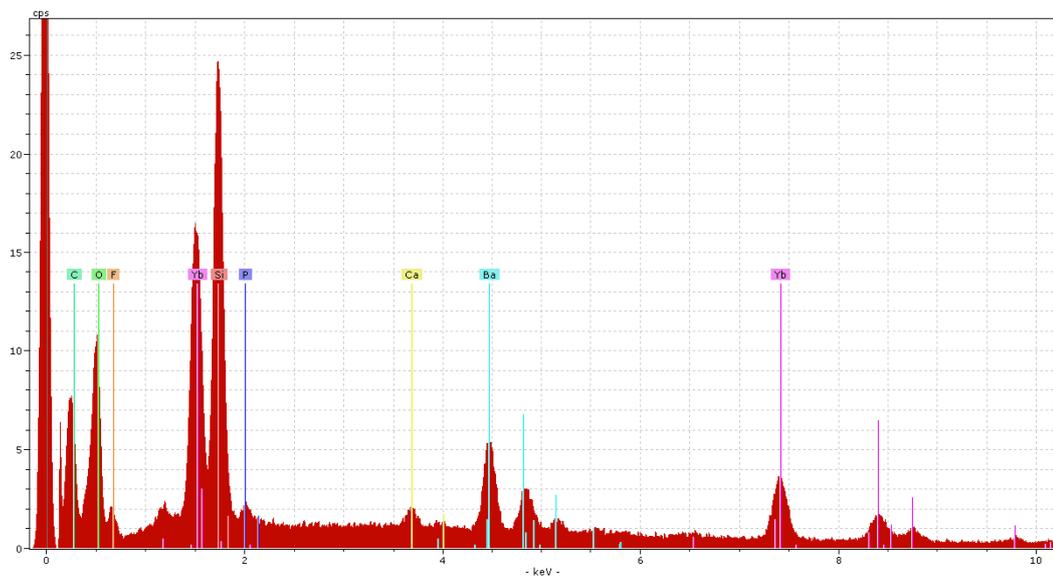


Figura 13 - Espectro de raio X de uma superfície cerâmica do grupo HFU.

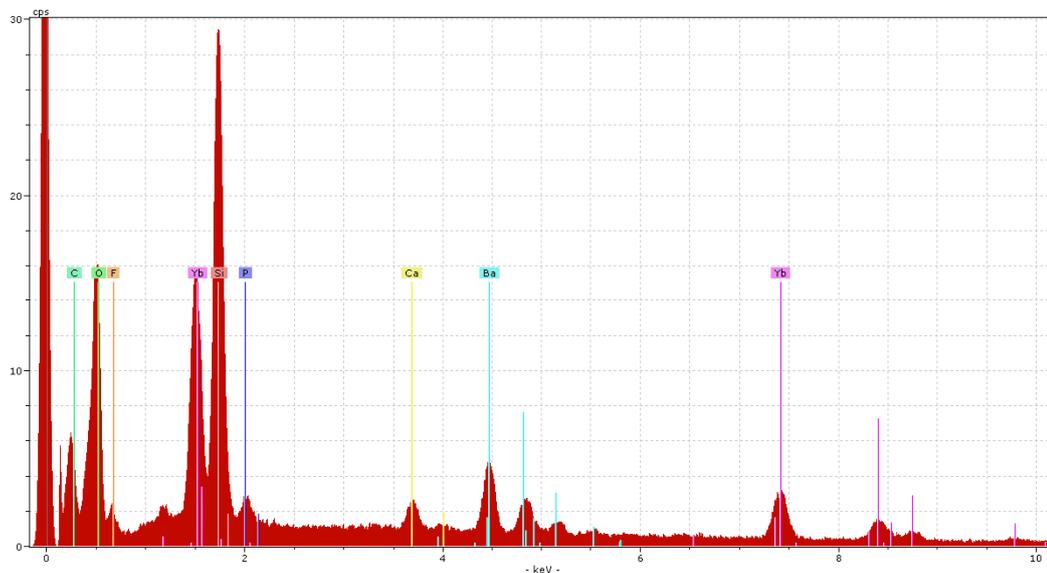


Figura 14 - Espectro de raio X de uma superfície cerâmica do grupo HFNU.

## 5.2 Ensaio de resistência à fratura

A estatística descritiva dos dados obtidos para cada tratamento de superfície está apresentada na Tabela 6.

Tabela 6 - Estatística descritiva dos dados de resistência à fratura (Kgf) obtidos para os diferentes tratamentos da superfície cerâmica.

	HF	HFN	HFU	HFNU
n	10	10	10	10
Média	169,92	187,34	166,63	175,26
Desvio padrão	21,37	34,79	40,22	17,79
Coef. Var. (%)	12,88	19,04	24,74	10,41
Mínimo	135,18	147,7	<b>87,87</b>	136,74
Máximo	204,7	<b>252,2</b>	220,71	205,1
Mediana	169,94	<b>199,95</b>	154,29	170,87

Observou-se que os valores médios de resistência à fratura das coroas dos grupos onde o agente neutralizador foi aplicado (HFN e HFNU) foram numericamente superiores aos valores médios encontrados para o grupo controle (HF) e grupo tratado com condicionamento ácido seguido de banho sônico (HFU) (Figura 9). Verificou-se ainda que o maior valor de resistência à fratura de toda a amostra foi encontrado no grupo HFN enquanto que o menor esteve no grupo HFU.

Na Figura 15 pode-se visualizar que 25% das coroas do grupo HFN falharam acima de 200 Kgf, enquanto que, no grupo HFU, 50% das coroas falharam abaixo de 160 Kgf.

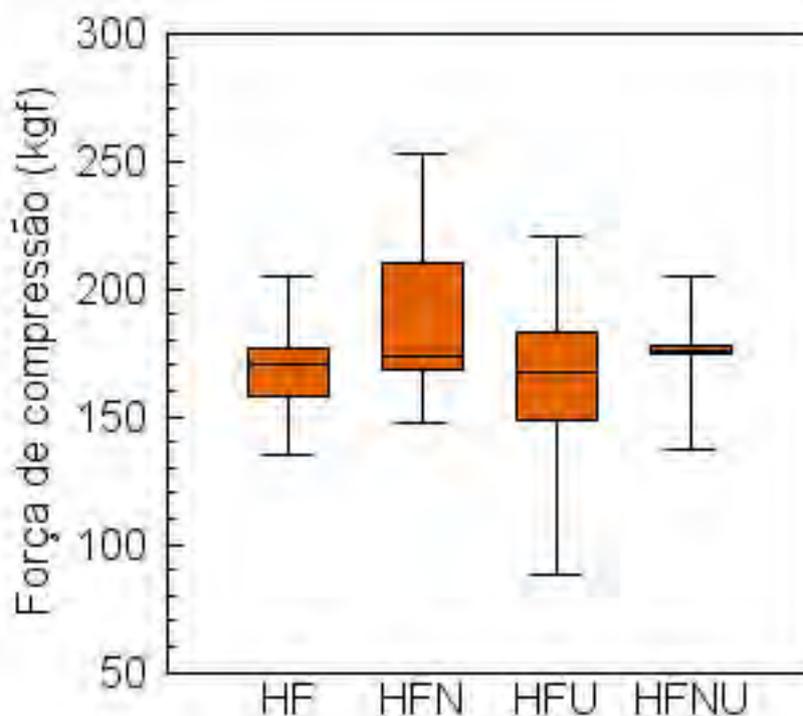


Figura 15 - Distribuição dos valores de resistência à fratura segundo o tratamento de superfície.

O teste ANOVA, um fator, revelou, entretanto, que os tratamentos de superfície testados não diferiram estatisticamente entre si. ( $p > 0,05$ ) Tabela 7.

Tabela 7- ANOVA um fator para os dados de resistência à fratura (Kgf) obtidos.

Efeito	Gl	SQ	QM	F	P
Tratamento	3	2480	827	0,92	<b>0,442*</b>
Resíduo	36	32409	900		
Total	39	34889			

\* $p > 0,05$

### 5.3 Correlação entre a espessura da película de cimento e resistência à fratura das coroas

Aplicando-se o coeficiente de correlação de Pearson ( $r$ ) para a espessura da película de cimento de cada coroa e os valores de resistência à fratura verificou-se uma fraca relação negativa ( $r = -0.37$ ) ( $p < 0.05$ ) Tabela 8.

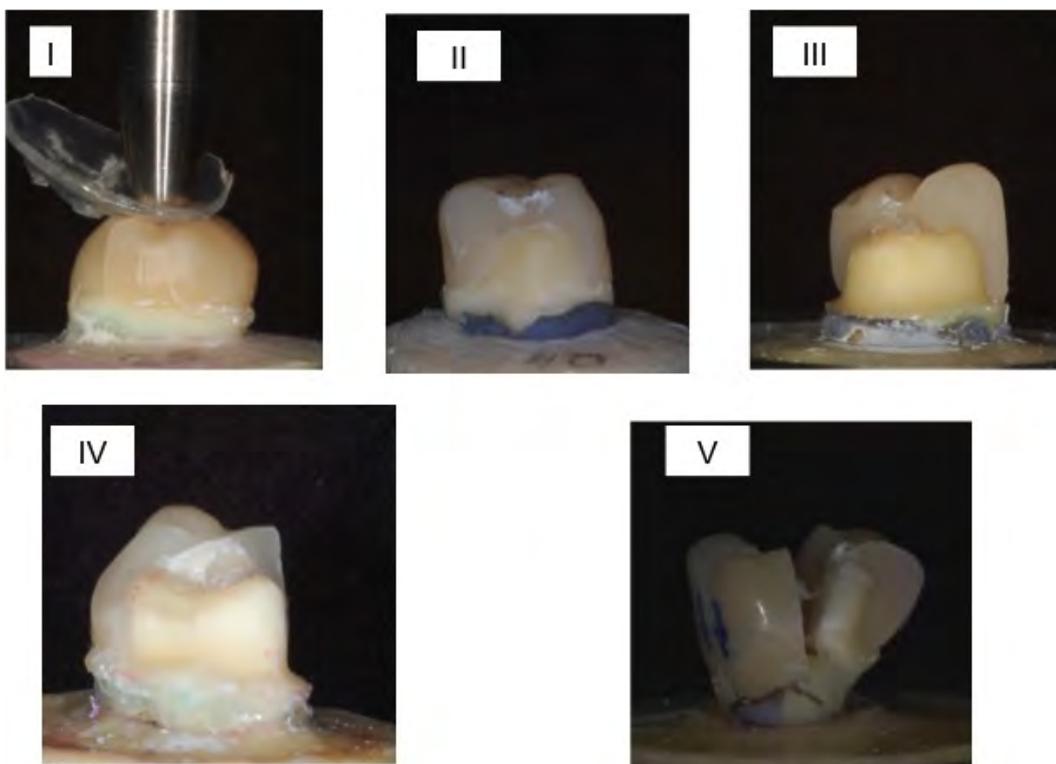
Tabela 8 - Coeficiente de Correlação de Pearson entre as variáveis .

Corr ( $r$ )	S.E. de $r$	$p$
-0.37220978	0.15056558968	<b>0.0180*</b>

### 5.4 Análise das fraturas após o ensaio

Para uma melhor compreensão da classificação das fraturas após o ensaio, pode-se visualizar representações de cada modo de fratura na figura 15.

Figura 16 - Caracterização da classificação dos modos de fratura



Os modos de fratura em cada grupo foram agrupados na Tabela 9 .

Tabela 9 - Distribuição dos tipos de fratura nos grupos.

Modo de fratura	Tratamento de superfície			
	HF	HFN	HFU	HFNU
I	2	0	3	<b>5</b>
II	2	3	0	1
III	0	2	3	1
IV	2	2	2	1
V	<b>4</b>	3	2	2

I - Trinca ou mínima fratura da coroa; II - Menos da metade da coroa perdida; III - Metade da coroa deslocada ou perdida; IV - Mais da metade da coroa perdida; V - Fratura severa da coroa e/ou dente

Observou-se que 40% da amostra do grupo controle (HF) apresentou fratura severa da coroa e/ou dente e metade da amostra do grupo HFNU falhou sob a forma de trinca ou mínima fratura da coroa.

## 6 DISCUSSÃO

Diversos estudos relatam que a microestrutura do material da coroa protética, a resistência de união da coroa com o cimento e as interfaces dentárias podem influenciar na resistência à fratura da mesma. (Attia; Kern, 2004; Strub; Beschnidt, 1998; Ohyama 1999, Chen et al. 1999). Diaz - Arnold et al., 1999, afirmam que o condicionamento com HF, a silanização das cerâmicas e a cimentação com cimento resinoso aumentam a resistência à fratura das restaurações cerâmicas. Outros estudos afirmam que a não eliminação de produtos do condicionamento com HF da superfície cerâmica pode levar a uma diminuição da resistência de união deste material com o cimento resinoso (Phoenix; Shen, 1995, Canay et al., 2001, Ozcan, Vallittu, 2003, Magne; Cascione, 2006). Clelland et al., (2007), observaram através de espécimes em forma de disco, que a pobre qualidade de união tanto na interface cimento-cerâmica quanto na interface cimento-dentina, podem reduzir significativamente a capacidade de uma cerâmica resistir ao início de uma fratura. A proposta principal deste trabalho foi avaliar se diferentes tratamentos da superfície cerâmica resultariam em diferentes valores de resistência à fratura de coroas cimentadas sobre molares humanos superiores.

A preferência por dentes humanos ao invés de dentes de animais, troquéis metálicos ou plásticos teve a intenção de representar um modelo de teste *in vitro* mais próxima da situação clínica no que se refere à adesão, ao módulo de elasticidade e a resistência. Da mesma forma outros cuidados foram tomados como a simulação do ligamento

periodontal ao redor das raízes e também a inclusão dos dentes em material com módulo de elasticidade similar ao osso alveolar humano.

Por outro lado, existe a dificuldade de padronização dos espécimes devido a uma relativa variação no tamanho e parâmetros mecânicos na utilização de dentes humanos (Rosentritt et al., 2000). Outros pesquisadores utilizaram troquéis de aço ou resina para testar a resistência à fratura de coroas (Neiva et al., 1998). As vantagens de se utilizar troquéis são a padronização dos preparos e as propriedades idênticas dos materiais. Entretanto, estes não reproduzem a distribuição real de forças sobre as coroas quando cimentadas em dentes humanos. Com o intuito de minimizar estas variações os seguintes procedimentos foram feitos: verificação de ausência de discrepância significativa no tamanho das coroas, seleção dos dentes com morfologia e integridade estrutural semelhantes, técnica de preparo e obtenção das coroas, e distribuição randômica dos espécimes nos grupos controlada a partir dos valores médios da espessura da película de cimento das coroas.

Durante o teste de resistência à fratura, a superfície cerâmica das coroas foram protegidas com uma película de silicone para minimizar possíveis danos de contato provocados pela ponta de aço aplicadora de carga. A película funcionaria similarmente como a presença do bolo alimentar entre os dentes distribuindo a carga mastigatória sobre a coroa de maneira mais ampla e uniforme. Além disso, com a aplicação da carga desta maneira o espécime tende a falhar mais a partir da interface cerâmica em contato com o cimento do que pela superfície em contato com a ponta aplicadora (Kelly, 1999, Yi; Kelly, 2008).

A força de apertamento máximo para dentes posteriores têm sido relatada como de aproximadamente 725 N (ou 74Kgf) (De Boever et al., 1978; Gibbs et al., 1981). Outros autores relatam que a média de força máxima para a mastigação varia entre 200 a 540 N (ou de 20,40 a 55,10 Kgf) (Bates et al., 1975). Já a média da força incidente nos dentes durante a mastigação e a deglutição em humanos é de 40 N (ou

4,08 Kgf) (Yoshinari; Derand, 1994; Probst, 1992). Mesmo o menor valor de resistência à fratura encontrado em toda a amostra avaliada neste trabalho (87,87 Kgf) foi superior a todos os parâmetros expostos acima confirmando assim a indicação da cerâmica utilizada para a restauração protética de dentes posteriores. Entretanto, cuidado deve ser tomado na análise destes resultados uma vez que o ensaio utilizado neste estudo não é absoluto, pois é limitado em detectar falhas, como microtrincas, que ocorrem precocemente a falha catastrófica propriamente dita do material. Para uma análise clinicamente mais significativa, se fazem necessários ensaios sob cargas cíclicas e/ou maquinário que permita detecção precoce da origem das falhas catastróficas (Ohyama, 1999; Attia et al., 2004 ;Attia et al., 2006; Aboushelib et al., 2007; Ereifej et al., 2008; Zahran et al., 2008, Borges et al., 2009, Clausen et al., 2010). A resistência à fratura de coroas cerâmicas à base de dissilicato de lítio não foi influenciada pelos tratamentos de superfície prévios a cimentação. Ainda assim, é interessante notar que as coroas dos grupos onde o agente neutralizador foi utilizado apresentou os maiores valores de resistência à fratura (HFN: 187,34 Kgf ; HFNU: 175,26 Kgf). Este fato possa talvez estar relacionado a uma intimidade de contato mais adequada entre o cimento resinoso e a superfície interna da coroa, proporcionado pelo agente neutralizador.

As imagens em MEV (Figura 9B-E) das superfícies cerâmicas revelam o efeito corrosivo do HF sobre a microestrutura do material. A criação de uma topografia de superfície irregular, a partir da dissolução da matriz vítrea cerâmica, e a exposição de microporos e cristais de dissilicato de lítio foi mais evidente nos grupos onde o agente neutralizador e/ou o banho sônico foram aplicados após o condicionamento ácido (Figura 9C-E). O simples *spray* ar-água mostrou-se totalmente ineficiente na remoção completa do precipitado formado após o condicionamento ácido (Figura 9B). Já a associação do agente neutralizador com o banho sônico mostrou ser o protocolo mais eficiente

na eliminação do precipitado depositado sobre as porosidades criadas com o condicionamento ácido (Figura 9E). Apesar desta evidente percepção visual, a análise química via EDS das amostras condicionadas, demonstrou que nenhum dos tratamentos de superfícies foram capazes de remover os precipitados do HF, haja visto a presença de linhas espectrais do elemento químico F presente na microestrutura de todas as amostras condicionadas (Figuras 11-14). Tal resultado foi diferente de outros estudos que demonstraram que o agente neutralizador e o banho sônico foram efetivos na remoção do precipitado ácido pela não observação da presença do Flúor (Canay et al., 2001; Leite, 2005; Magne; Cascione, 2006, Saavedra, 2008). Tais resultados podem ter sido encontrados não necessariamente pela efetividade do tratamento de superfície, mas sim pela alta volatilidade do F ou ainda pela limitação do espectrofotômetro em detectar a presença do F (Della Bona, 2009).

A criação de um padrão de superfície irregular a partir da alteração da microestrutura da cerâmica pelo HF têm sido relatada em estudos prévios (Phoenix; Shen 1995, Chen et al., 1998, Canay et al., 2001; Della Bona; Anusavice 2002; Magne; Cascione, 2006; Hooshmand et al., 2008). Della Bona et al., 2003, descrevem que o ataque do HF ocorre preferencialmente sobre as adjacências dos cristais na interface entre estes e a fase vítrea. A matriz vítrea que circunda os cristais é removida pela ação do HF criando assim irregularidades dentro dos cristais de dissilicato de lítio (Holand et al., 2000). Luo et al. (2001) mostraram um aumento na rugosidade de superfície de uma cerâmica à base de dissilicato de lítio com o tempo de condicionamento. A dissolução superficial da matriz vítrea e a projeção de cristais a partir da mesma foi demonstrada nestes estudos. Imagens de MEV similares também foram observadas neste estudo (Figura 9A-D).

Estudos já verificaram que a desadaptação entre o dente preparado e a coroa protética, evidenciado por uma linha ou camada de cimento de espessura variável, está relacionada com a resistência à

fratura destas restaurações (Kay et al., 1986; Drummond et al., 2000, Bindl; Mormann 2005, Gemalmaz; Kükreer, 2006). Do ponto de vista mecânico, uma camada uniforme de cimento é desejada para facilitar o assentamento e assegurar uma retenção estável da coroa (Abbate et al., 1989). Além disso, Tuntiprawon; Wilson (1995) observaram que coroas de cerâmica pura com películas de cimento mais delgadas na parede axial e margem do preparo têm melhor resistência à fratura. Também neste estudo, as áreas do preparo onde foram mensuradas as menores espessuras médias da película de cimento concentraram-se nas regiões axiais (Tabela 1). No entanto, verificou-se uma fraca correlação negativa entre espessura média da película de cimento e resistência à fratura das coroas cerâmicas (Tabela 8). Fatores como o desenho do preparo, a aplicação de espaçador no troquel, a força de assentamento da peça, o tipo de margem do preparo e a rugosidade de superfície afetam esta camada. Apesar de cuidados terem sido adotados para cada um destes fatores durante a execução deste trabalho, a espessura média da linha de cimento das coroas variou entre 0,112 mm a 0,579 mm (Tabela 2). Dentro da literatura revista não há um consenso sobre a nomenclatura acerca dos termos como adaptação, desadaptação, desajuste e discrepância (Romeo et al., 2009; Reich et al., 2010). Além disso, os estudos variam em relação a localização dos pontos de mensuração e a maneira pela qual estes são medidos. Desta forma, a comparação dos resultados do presente estudo com outros similares não se faz possível. Não obstante a esta dificuldade, é inegável ignorar que boa parte dos espécimes apresentaram valores médios de espessura de película de cimento muito altos. Possivelmente, as coroas apresentariam uma película de cimento mais delgada se ajustes internos tivessem sido realizados. Isto não foi realizado, pois o desgaste das coroas levaria a uma invariável incorporação de microtrincas na cerâmica sendo assim uma variável a mais ser controlada.

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, a indicação clínica do agente neutralizador associado ao banho sônico como protocolo pré-cimentação não se faz necessária do ponto de vista de resistência à fratura de coroas cerâmicas. No entanto, para a criação de uma superfície favorável à união adesiva entre o cimento resinoso e cerâmica a adoção deste protocolo parece extremamente recomendável. Estudos incluindo envelhecimento termo-mecânico, bem como a resistência de união adesiva entre o agente cimentante e a cerâmica utilizada se fazem necessários para a verificação mais real da eficácia clínica destes protocolos.

## 7 CONCLUSÃO

Os resultados permitiram concluir que:

- a) os tratamentos de superfície após o condicionamento com HF realizados neste estudo, não influenciaram na resistência à fratura de coroas cerâmicas;
- b) os tratamentos de superfície após o condicionamento com HF realizados neste estudo não eliminaram o elemento F depositado sobre a mesma;
- c) há uma correlação fraca negativa entre a espessura da película de cimento das coroas cerâmicas com a resistência à fratura das mesmas.

## 8 REFERÊNCIAS\*

Abbate MF, Tjn AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 1989 May;61(5):527-31.

Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. Dent Mater. 2007 Aug;23(8):952-9.

Addison O, Fleming GJ. The influence of cement lute, thermocycling and surface preparation on the strength of a porcelain laminate veneering material. Dent Mater. 2004; 20(3):286-92.

Addison O, Marquis PM, Fleming GJ. Resin strengthening of dental ceramics- the impact of surface texture and silane. J Dent. 2007. 35(5):416-24.

Addison O, Marquis PM, Fleming GJP. The impact of hydrofluoric acid surface treatments on the performance of a porcelain laminate restorative material. Dent Mat. 2007;23:461–8.

Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. J Prosthet Dent. 1995 May;73(5):464-70.

Anusavice KJ. Phillips Science of Dental Materials. 10th ed., W.B. Saunders Company, 1996.

Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2004 Dec;92(6):551-6.

---

\* Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent.* 2006 Feb;95(2):117-23.

Bates JF, Stanford GD, Harrison A. Masticatory function—a review of the literature (II). Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehabil.* 1975;2:349-61.

Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005; 32(6):441-7.

Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater.* 2006;22(1):29-36.

Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength and fracture pattern. *J Oral Rehabil.* 2006; 33(7):520-8.

Borges, ALS. Avaliação clínica do grau de paralelismo obtido no preparo de planos guia de dentes suportes de prótese parcial removível, utilizando paralelizador intrabucal. [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2005.

Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, de Oliveira WJ. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont.* 2009 Dec;18(8):649-55.

Burke FJT, Fleming GJP, Abbas G, Richter B. Effectiveness of a self-adhesive resin luting system on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2006;14(4):185-8.

Calamia JR, Simonsen RJ. Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. *J Dent Res.* 1984;63:179.

Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil.* 2001;28:95-101.

Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent.* 1998 Jan;28(1):53-8.

Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1999;82:468-75.

Clausen JO, Abou Tara M, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater.* 2010 Jun;26(6):533-8.

Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite- and lithia disilicate-based ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007 Jan;97(1):18-24.

De Boever JA, McCall WD Jr, Holden S, Ash MM Jr. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent.* 1978;40:326-33.

Della Bona A. *Adesão as Cerâmicas-Evidências Científicas para o uso Clínico.* São Paulo: Artes Médicas; 2009.

Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):159-67.

Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JAA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont.* 2002;15(3):248-53.

Della Bona A, Anusavice KJ, Mecholsky JJ Jr. Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dent Mater.* 2003;19:693-9.

Della Bona A, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater.* 2004 Dec;20(10):956-62.

Diaz -Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999;81:135-41.

Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater.* 2000 May;16(3):226-33.

Ereifej N, Silikas N, Watts DC. Initial versus final fracture of metal-free crowns, analyzed via acoustic emission. *Dent Mater.* 2008;24:1289-95.

Etman MK, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *J Prosthet Dent.* 2010 Feb;103(2):80-90.

Flôr, P C G M et al., Efeito da neutralização do ácido fluorídrico na resistência adesiva entre um cimento resinoso e uma cerâmica prensada. [resumo Ib 161]. *Pesq Odontol Bras*, 2003;17(Supl. 2): 76.

Gemalmaz D, Kükreer D. In vivo and in vitro evaluation of marginal fit of class II ceromer inlays. *J Oral Rehabil.* 2006 Jun;33(6):436-42.

Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, et al. Occlusal forces during chewing: influences of biting strength and food consistency. *J Prosthet Dent.* 1981;46:561-7.

Holand W, Schweiger M, Frank M, et al: A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53:297-303.

Hooshmand T, S Parvizi, Keshvad A. Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *J Prosthodont.* 2008;17(5):415-9.

Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Correlation of topography to bond strength of etched ceramic. *Int J Prosthodont.* 1999 Sep-Oct;12(1):59-64.

Kay GW, Jablonski DA, Dogon, IL. Factors affecting the seating and fit of complete crowns: a computer simulating study. *J Prosthet Dent.* 1986;55(1):13-8.

Kelly JR, Giordano R, Pober R, et al., Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont* 1990;3:430-440.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999;81:652-61.

Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil.* 2001;28(4):361-9.

Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide

ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2004;92:359-64.

Koutayas SO, Kern M, Ferrareso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent.* 2000 Jul;83(5):540-7.

Lee KB, Park CW, Kim KH, Kwon TY. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J.* 2008. 27(3):422-6.

Leite FPP. Efeito do tempo do condicionamento e da limpeza em ultrassom do precipitado do ácido fluorídrico sobre a resistência de união entre uma cerâmica e um cimento resinoso. [tese] São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2005.

Luo XP, Silikas N, Allaf M, Wilson NHF, Watts DC: AFM and SEM study of the effects of etching on IPS-Empress 2 dental ceramic. *Appl Surface Sci.* 2001;491:388-94.

Magne P, Cascione D. Influence of post-etching cleaning and connecting porcelain on the microtensile bond strength of composite resin to feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 2006 Nov;96(5):354-61.

McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971 Aug;131(3):107-11.

Neiva G. et al. Resistance to fracture of three all-ceramic systems. *J Esthet Dent.* 1998; 10(2):60-6.

Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1999;12:28-37.

Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003 19:725-31.

Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent.* 2004 Jun;91(6):561-9.

Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P et al. Effects of ceramic surface treatments on the

bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *J Dent.* 2007; 35(4):282-8.

Phoenix RD, Shen C. Characterization of treated porcelain surfaces via dynamic contact angle analysis. *Int J Prosthodont.* 1995;8:187-94.

Prakki A, Cilli R, Da Costa AU, Gonçalves SEP, Mondelli RFL, Pereira JC. Effect of resin luting film thickness on fracture resistance of a ceramic cemented to dentin. *J Prosthodont.* 2007;17:172-8.

Probster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1992;5:409-14.

Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract.* 2008 Feb;9(2):25-32.

Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, Lohbauer U. Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clin Oral Investig.* 2010 May;12(4):45-8.

Romeo E, Iorio M, Storelli S, Camandona M, Abati S. Marginal adaptation of full-coverage CAD/CAM restorations: in vitro study using a non-destructive method. *Minerva Stomatol.* 2009 Mar;58(3):61-72.

Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont.* 2000;13:387.

Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater.* 2006 Feb;22(2):176-82.

Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Comput Biol Med.* 2007;37(5):579-87.

Saavedra GSFA. Efeito da neutralização do ácido fluorídrico, limpeza sônica dos precipitados e da cimentação sobre a resistência à flexão de uma cerâmica vítrea [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Universidade Estadual Paulista – UNESP; 2008.

Saraçoğlu A, Cura C, Çöttert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *J Oral Rehabil.* 2004;31:790-7.

Scherrer SS, Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont.* 1993; 6(5):462-7.

Scherrer SS, Rijk WG, Belser UC, Meyer JM. Effect of a cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater.* 1994;10:172-177.

Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. *Int J Prosthodont.* 2006 Mar-Apr;19(2):185-92.

Simonsen RJ, Calamia JR. Effect coupling agents on bond strength of etched porcelain. [Abstract 79]. *J Dent Res.* 1983; 62: 297.

Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 1998 May-Jun;11(3):255-62.

Stappert C F, Guess P C, Gerds T, Strub JR. All ceramic partial coverage premolars restorations. Cavity preparation design, reliability and fracture resistance after fatigue. *Am J Dent.* 2005 Aug;18(4):275-80.

Stewart G, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent.* 2002;88(3):277-84.

Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 1998 Nov-Dec;11(6):602-9.

Suputtamongkol K, Anusavice KJ, Suchatlampong C, Sithiamnuai P, Tulapornchai C. Clinical performance and wear characteristics of veneered lithia-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater.* 2008 May;24(5):667-73.

Taskonak B, Mecholsky J J Jr, Anusavice K J. Fracture surface analysis of clinically failed fixed partial dentures. *J Dent Res.* 2006;85(3):277-281.

Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J*

Dent. 2000 Sep;28(7):529-35.

Tuntiprawon M; Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J.* 1995. 40(1):17-21.

Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent.* 2003;89:154-60.

White SN, YU Z. Film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent.* 1992; Jun;67(6):782-5.

White SN, YU Z. Effect os seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent.* 1992 Sept;68(3):476-81.

White SN, Kipnis V. The three-dimensional effects of adjustment and cementation on crown seating. *Int J Prosthodont.* 1993 May-Jun;6(3):248-54.

Wiedhahn K. From blue to white: new high-strength material for Cerec—IPS e.max CAD LT. *Int J Comput Dent.* 2007; 10:79–91.

Wiskott HW, Belser UC, Scherrer SS. The effect of film thickness and surface texture on the resistance of cemented extracoronary restorations to lateral fatigue loading. *Int J Prosthodont.* 1999 May-Jun;12(3):255-62.

Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. *Am J Dent.* 1993 Jun;6(3):155-8.

Wu JC, Wilson PR. Optimal cement space for resin luting cement. *Int J Prosthodont.* 1994 May-Jun;7(3):209-15.

Yi YJ, Kelly JR. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):403-9.

Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1994;7:329-38.

Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture Strength and Fatigue Resistance of All-Ceramic Molar Crowns Manufactured with CAD/CAM Technology. *J Prosthodont.* 2008 Mar

17(5):370-7.

**ANEXO A – Parecer de aprovação do projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo seres humanos da FOSJC/UNESP**

 **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
**CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA**  
Av. Eng. Francisco José Longu, 777 - Jd. São Dimas  
CEP 12201-970 - F. (12) 3947-9028  
Fax. (12) 3947-9010 / suely@fosjc.unesp.br

---

**CERTIFICADO**  
**Comitê de Ética em Pesquisa**  
**Envolvendo Seres Humanos**

---

**CERTIFICAMOS**, que o protocolo nº **048/2008-PH/CEP**, sobre **“Efeito da neutralização e remoção sônica do precipitado do ácido fluorídrico na resistência à fratura de coras cerâmicas”**, sob a responsabilidade de **LUCAS VILLAÇA ZOGHEIB** está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, envolvendo seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 02 de setembro de 2008.

---

**Prof. Dra. Suely Carvalho Mutti Naressi**  
**Coordenadora**

Zogheib LV. *Effect of neutralization and sonic remotion of the hydrofluoric acid precipitate on the fracture strength of ceramic crowns [doctorate thesis]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – São Paulo State University; 2010.*

## **ABSTRACT**

*The effect of different ceramic surface post hydrofluoric acid (HF) etching cleaning protocols in the fracture strength of lithium disilicate glass ceramic crowns were evaluated. Forty maxillary third human molars received a conventional full preparation. Crowns were obtained from the digital scanning of the preparations and CAD/CAM blocks machining. Crown cement film thickness was evaluated with vinyl polysiloxane. The crowns were allocated in 4 groups according to the ceramic surface treatment (n=10): (HF)- 4.9% HF for 20s + water spray for 30s; (HFN)- HF + neutralizing agent for 5 min (N); (HFU) -: HF+ sonic bath for 5 min (U) and (HFNU): HF + N + U. After a silane coat (60s), crowns were cemented with dual cure cement. A compressive load of 1000Kg was applied in the occlusal surface center at crosshead speed of 1mm/min until the fracture. Data were analyzed by one-way ANOVA and Tukey tests ( $\alpha = 0.05$ ). Fracture strength mean for each group was (Kgf): HF =  $169.92 \pm 21.37$ ; HFN =  $187.34 \pm 34.79$ ; HFU =  $166.63 \pm 40.22$  e HFNU =  $175.26 \pm 40.22$ . There was no statistical difference as the surface treatment ( $p > 0.05$ ) suggesting that it is not necessary any additional ceramic surface treatment in order to remove debris after using of HF and air-water spray rinsing.*

*Keywords: Ceramic. Hydrofluoric acid. Chemical waste neutralization.*