

SAULO FORTKAMP

**INFLUÊNCIA DO NÚCLEO DE PREENCHIMENTO NA RESISTÊNCIA À
FRATURA DE COROAS DE IPS-EMPRESS 2 EM PRÉ-MOLARES
HUMANOS – UM ESTUDO *IN VITRO***

Florianópolis

2004

SAULO FORTKAMP

**INFLUÊNCIA DO NÚCLEO DE PREENCHIMENTO NA RESISTÊNCIA À
FRATURA DE COROAS DE IPS-EMPRESS 2 EM PRÉ-MOLARES
HUMANOS – UM ESTUDO *IN VITRO***

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontologia – área de concentração: Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri

Co-Orientador: Prof. Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira

Florianópolis

2004

FICHA CATALOGRÁFICA

F743i Fortkamp, Saulo

Influência do núcleo de preenchimento na resistência à fratura de coroas de IPS-Empress 2 em pré-molares humanos – um estudo *in vitro* / Saulo Fortkamp; orientador Luiz Narciso Baratieri – Florianópolis, 2004.
124f. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Santa Catarina. Centro de Ciências de Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia, 2004.

Inclui bibliografia.

1. Núcleos - Tratamento. 2. Tratamento de canal radicular. 3. Pinos dentários. 4. Cerâmica dentária. 5. Dentística operatória. I. Baratieri, Luiz Narciso. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU 616.314-089

Catálogo na fonte por: Vera Ingrid Hobold Sovernigo CRB-14/009

SAULO FORTKAMP

**INFLUÊNCIA DO NÚCLEO DE PREENCHIMENTO NA RESISTÊNCIA À
FRATURA DE COROAS DE IPS-EMPRESS 2 EM PRÉ-MOLARES
HUMANOS – UM ESTUDO *IN VITRO***

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 11 de maio de 2004.

Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri
Orientador

Prof. Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira
Membro

Prof. Dr. Glauco Fioranelli Vieira
Membro

Aos meus pais, **Josué e Maria Luiza**, que dedicaram a vida à educação de seus filhos com amor, humildade e sabedoria.

A minha estrela-guia e grande amor, **Cíndia**, que me guia e incentiva em todos os momentos. Exemplo de perseverança e trabalho.

Ao meu irmão, **Isaias**, pela amizade, ajuda e exemplo de destemor diante da vida.

A **Deus**, energia e mistério, que faz acreditarmos que nossa permanência nesta esfera é apenas parte de uma grande jornada trilhada com humildade e ciência.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri**, que me guiou cientificamente e me fez crer em um mundo melhor para todos que acreditam nos seus próprios sonhos e trabalham obstinadamente para alcançá-los; meu respeito e consideração.

Ao meu co-orientador, **Prof. Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira**, que com sabedoria me fez enxergar detalhes antes não imaginados; meu muito obrigado.

Ao **Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada**, exemplo de abnegação e companheirismo na solução de nossas dificuldades.

Ao **Prof. Dr. Sylvio Monteiro Jr.**, pela fonte inesgotável de conhecimento, clareza e exemplo de oratória.

Ao **Prof. Dr. Élito Araújo**, pelas sugestões e maturidade na análise da pesquisa.

Aos colegas do mestrado, **Danilo, Fabiano Marson, Fabiano Araújo, Fábio, Isana, Luis, Paula, Renata e Sérgio**, pelos momentos de companheirismo.

Aos colegas de doutorado, **Alfredo, Cléo, Edson, Felipe, Gilberto, Guilherme, Marcelo e Miriam**.

Ao **Prof. Gilberto Arcari**, por dividir seus conhecimentos fotográficos conosco.

À **D. Shirley**, mãe de minha querida namorada, pelos momentos felizes que temos convivido juntos.

AGRADECIMENTOS

*À instituição que me abrigou há vinte anos atrás, quando ingressei no Colégio de Aplicação, e me abriu as portas para o mundo, nossa querida **Universidade Federal de Santa Catarina**; motivo de profundo orgulho.*

*À Coordenadoria do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, representada por seu coordenador, **Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada**, pelo auxílio financeiro para a confecção dos dispositivos de teste e materiais.*

*Ao **Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, que nos brindou com suas aulas.*

*Aos funcionários da **Coordenadoria de Pós-Graduação**, pela colaboração.*

*Aos professores da Disciplina de Dentística da Universidade Federal de Santa Catarina, **Baratieri, Clovis, Mauro, Sylvio, Cléo, César, Lins e Gil**, pelo apoio constante.*

*À **Prof^a. Liene Campos**, pelas sugestões e orientações no trabalho.*

*Ao estatístico, **Caio Sena de Paula**, pela execução da análise estatística.*

*Ao grande ceramista **Sérgio M. Araujo** e sua equipe, **Márcia, Ana e Angélica**, pelo excelente trabalho e paciência.*

*Ao **Dr. Alfredo Arze Tames**, pela visão empreendedora e por acreditar em meu potencial.*

*Ao **Prof. Fernando**, tradutor e colega, que deve estar descansando em Natal; boa sorte.*

Ao **Prof. Ralph Samuel Miller**, tradutor e colega, pelas revisões de minhas versões e pelo profissionalismo.

Ao **Prof. Dr. José Edú Rosa**, meu aluno de informática, pelo incentivo na área científica.

A minha tia **Delorme**, que me auxiliou prontamente quando precisava; meu carinho.

À bibliotecária, **Vera Ingrid Hobold Sovernigo**, pela execução da ficha catalográfica e orientação.

Às funcionárias da biblioteca, **Avani e Márcia**, pelo apoio e carinho.

Aos funcionários da **Disciplina de Dentística da UFSC**, **D. Léa e Richard**, pela colaboração.

A minha secretária do consultório, **Graciane**, pela competência e préstimo.

À secretária da Clínica Dr. Baratieri, **Rosângela**, pelo apoio no contato com as empresas.

Ao **Sr. Herbert Mendes**, representando a empresa Ivoclar-Vivadent, por ter auxiliado neste trabalho com a cerâmica IPS Empress 2.

Ao **Sr. Luis Reis**, representando a empresa Ângelus, por ter auxiliado neste trabalho com os pinos fibro-resinosos.

À **Sra. Glauce Pachane**, representando a empresa 3M-ESPE, por ter auxiliado neste trabalho com os materiais de moldagem e adesivos.

Ao **Sr. Alcides de Lima Jr.**, representando a empresa KG Sorensen, por ter auxiliado neste trabalho com as postas diamantadas.

Ao funcionário **Lauro**, do Laboratório de Materiais Dentários do Departamento de Estomatologia da UFSC, pelos momentos de descontração e de trabalho.

A todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para que eu pudesse realizar esta pesquisa e enriquecer o campo científico com uma modesta contribuição.

*Espera o inesperado
(ou você não o encontrará).*

Heráclito

FORTKAMP, Saulo. **Influência do núcleo de preenchimento na resistência à fratura de coroas de IPS-EMPRESS 2 em pré-molares humanos – um estudo *in vitro***. 2004. 124f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a influência de diferentes formas de núcleo de preenchimento na resistência à fratura de coroas de IPS-Empress 2. Quarenta pré-molares inferiores humanos hígidos foram selecionados para esta pesquisa. Os dentes foram divididos aleatoriamente em 4 grupos de 10 espécimes cada. Os grupos 1, 2, 3 foram tratados endodonticamente, exceto o grupo 4 que não recebeu tratamento endodôntico. Em seguida, todos os grupos foram incluídos em anéis de PVC com resina acrílica autopolimerizável. As coroas dos dentes do grupo 1 foram completamente cortadas e as dos grupos 2 e 3 parcialmente cortadas. As coroas do grupo 4 (controle) não foram cortadas. Os grupos experimentais foram restaurados da seguinte forma: Grupo 1, dentes com remoção total da coroa, restaurados com pinos fibro-resinosos (PFR) e núcleos de resina composta (NRC), apresentando preparos para coroas totais de IPS-Empress 2; Grupo 2, dentes com remoção parcial da coroa (forma *horizontal*), restaurados com PFR e NRC, apresentando preparos para coroas totais de IPS-Empress 2; Grupo 3; dentes com remoção parcial (forma *vertical*), restaurados com PFR e NRC, apresentando preparos para coroas totais de IPS-Empress 2; e Grupo 4, dentes apenas com preparos para coroa total de IPS-Empress 2. Os espécimes foram submetidos a uma carga compressiva, em uma máquina de testes universais, até a fratura. As cargas médias de fratura registradas foram de 1370,7N, 1258,6N, 1275,4N e 1484N, para os grupos 1, 2, 3 e 4, respectivamente. Os resultados foram analisados através de análise de variância (ANOVA) e não foi constatada nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Palavras-chave: núcleo de preenchimento, coroa, resistência à fratura.

FORTKAMP, Saulo. **Influência do núcleo de preenchimento na resistência à fratura de coroas de IPS-EMPRESS 2 em pré-molares humanos – um estudo *in vitro***. 2004. 124f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The purpose of this *in vitro* study was to evaluate the influence of different core build-up designs on the resistance to fracture of IPS-Empress 2 crowns. Forty sound human mandibular premolars were selected to this work. The teeth were randomly assigned to four groups ($n = 10$). Groups 1, 2, 3 were endodontically treated, except group 4. Then, teeth were fixed in PVC moulds using a self-cured resin. The crowns of the teeth of the group 1 were completely cut and the crowns of the groups 2 and 3 were partially cut. The crowns of the group 4 were not cut (control). The experimental groups were restored as follow: Group 1, teeth that the crowns were completely removed, restored with fiber resin posts (FRP) and composite resin core build-ups (CRB), with preparations for complete IPS-Empress 2 crowns; Group 2, teeth that the crowns were partially removed (*horizontal design*), restored with FRP and CRB, with preparations for complete IPS-Empress 2 crowns; Group 3, teeth that the crowns were partially removed (*vertical design*), restored with FRP and CRB, with preparations for complete IPS-Empress 2 crowns; and Group 4, teeth with only preparations for complete IPS-Empress 2 crowns. The specimens were subjected to a compressive loading in a universal test machine until fracture. Mean fracture loads of 1370.7N, 1258.6N, 1275.4N, and 1484.0N were recorded for groups 1, 2, 3, and 4, respectively. The results were analyzed using one-way analysis of variance (ANOVA) and there was no difference statistically significant among the groups.

Key words: core build-up, crown, resistance to fracture.

SUMÁRIO

RESUMO.....	12
ABSTRACT.....	13
LISTA DE FIGURAS.....	15
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	23
1. INTRODUÇÃO.....	24
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	27
2.1 Restauração de Dentes Tratados Endodonticamente.....	27
2.2 Retentores Intra-Radiculares e Núcleos de Preenchimento.....	31
2.3 Sistema Cerâmico: IPS Empress.....	42
2.4 Adesão aos Sistemas Cerâmicos e Substratos Dentais.....	49
2.5 Resistência à Fratura.....	55
3. PROPOSIÇÃO.....	67
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	68
5. RESULTADOS.....	98
6. DISCUSSÃO.....	101
7. CONCLUSÕES.....	110
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	111
ANEXOS.....	119

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Limpeza do dente através de taça de borracha com pedra pomes e água.....	68
Figura 2 – Dente extraído após a limpeza.....	68
Figura 3 – Diagrama dos 4 grupos experimentais.....	69
Figura 4 – Dente incluído em anel de PVC com resina acrílica (Vipi Flash).....	69
Figura 5 – Material à base de poliéter utilizado na moldagem (Impregum Soft, 3M ESPE).....	69
Figura 6 – Molde do dente com poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE) utilizando um dedal de metal como moldeira.....	70
Figura 7 – Guia de poliéter cortada, posicionada sobre o dente para orientar a confecção do núcleo de preenchimento e desgaste dental.....	70
Figura 8 – Medição do comprimento real do dente com uma régua milimetrada (Jon).....	71
Figura 9 – Modelagem do canal radicular pela técnica escalonada.....	71
Figura 10 – Abertura endodôntica selada com guta-percha.....	72
Figura 11 – Radiografia periapical para verificação da qualidade da obturação endodôntica.....	72
Figura 12a – Desenho esquemático da coroa dental totalmente removida transversalmente ao nível do limite amelocementário.....	73
Figura 12b – Visão vestibular da coroa dental do grupo 1, removida transversalmente ao nível amelocementário.....	73

Figura 13a – Sistema de pino de fibra de vidro e resina epóxi (REFORPOST, Angelus).....	73
Figura 13b – Pinos fibro-resinosos com três diâmetros diferentes (REFORPOST, Angelus).....	73
Figura 14 – Preparo do canal com broca de Largo (Sistema REFORPOST, Angelus).....	74
Figura 15a – Marcação do pino com lápis para corte com disco de carborundum.....	74
Figura 15b – Corte do pino no comprimento pré-determinado com disco de carborundum.....	74
Figura 16 – Aplicação de ácido fosfórico a 35% (Scotchbond, 3M ESPE) por 15 segundos no interior do canal.....	74
Figura 17 – Aplicação do primer (Primer, Scotchbond Multipurpose Plus, 3M ESPE) no interior do canal.....	75
Figura 18 – Aplicação do adesivo (Adhesive, Scotchbond Multipurpose Plus, 3M ESPE) no interior do canal.....	75
Figura 19 – Aplicação do agente silano (Silano, Angelus) sobre o pino.....	76
Figura 20 – Aplicação do adesivo (Adhesive, Scotchbond Multipurpose, 3M ESPE) sobre o pino.....	76
Figura 21 – Cimento autopolimerizável HI-X (Bisco) utilizado na cimentação do pino.....	76
Figura 22 – Inserção do cimento HI-X (Bisco) com uma lentulo no interior do canal.....	76

Figura 23 – Resina composta LIGHT-CORE (Bisco) utilizada na reconstrução da estrutura coronal remanescente para a confecção do núcleo de preenchimento.....	77
Figura 24 – Ácido fosfórico a 35% (Etchant, 3M ESPE) utilizado para condicionar a estrutura dental remanescente.....	77
Figura 25 – Adesivo (Single Bond, 3M ESPE) utilizado sobre a estrutura dental remanescente.....	77
Figura 26a – Inserção da resina (LIGHT-CORE, Bisco) com a guia posicionada sobre o dente.....	77
Figura 26b – Incrementos de resina (LIGHT-CORE, Bisco) polimerizados com a guia posicionada sobre o dente.....	78
Figura 27 – Acabamento com disco de lixa (SofLex XT Pop-on, 3M ESPE) após a remoção da guia.....	78
Figura 28 – Desenho esquemático destacando a forma do preparo para coroas totais de IPS EMPRESS 2 (Ivoclar-Vivadent) com as reduções em diferentes áreas.....	78
Figura 29 – Sulco de orientação do contorno cervical realizado com ponta diamantada esférica No. 1014.....	78
Figura 30 – Sulcos de orientação para redução axial realizados com uma ponta diamantada No. 4138.....	79
Figura 31 – União dos sulcos e determinação da redução axial com uso da guia.....	79
Figura 32 – Sulcos de orientação para redução oclusal realizados com uma ponta diamantada No. 4138.....	80

Figura 33 – União dos sulcos e determinação da redução oclusal com uso da guia.....	80
Figura 34 – Término do preparo em ombro com interior arredondado realizado com ponta diamantada No. 4138F.....	80
Figura 35 – Pontas diamantadas cilíndricas (normal, fina e extrafina) e esférica utilizadas no preparo.....	81
Figura 36 – Molde do preparo com poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE) pela técnica simultânea.....	81
Figura 37a – Desenho esquemático da coroa dental parcialmente removida transversalmente com uma ponta diamantada.....	82
Figura 37b – Visão vestibular da coroa dental do grupo 2 removida parcialmente.....	82
Figura 38 – Reconstrução da estrutura coronal remanescente para a confecção do núcleo de preenchimento com LIGHT-CORE (Bisco).....	83
Figura 39 – Preparo do núcleo para coroa de IPS Empress 2.....	83
Figura 40a – Desenho esquemático da coroa dental parcialmente removida longitudinalmente com uma ponta diamantada.....	84
Figura 40b – Visão vestibular da coroa dental do grupo 3, removida parcialmente.....	84
Figura 41 – Reconstrução da estrutura coronal remanescente para a confecção do núcleo de preenchimento com LIGHT-CORE (Bisco).....	86
Figura 42 – Preparo do núcleo para coroa de IPS Empress 2.....	86
Figura 43 – Guia posicionada orientando o preparo.....	87
Figura 44 – Preparo para coroa de IPS Empress 2.....	87

Figura 45 – Pastilhas cerâmicas do sistema IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent).....	88
Figura 46 – Troquel com a aplicação do espaçador.....	88
Figura 47 – Enceramento apresentando o contorno do dispositivo de compressão.....	88
Figura 48 – Posicionamento do dispositivo de teste de compressão sobre a face oclusal do enceramento para demarcar o contorno.....	88
Figura 49 – Fixação do enceramento com seu <i>sprue</i> sobre o dispositivo do sistema.....	88
Figura 50 – Enceramento posicionado sobre o dispositivo do sistema com cilindro pronto para inclusão.....	88
Figura 51 – Colocação do cilindro e haste do êmbolo no forno EDG3000 (EDG) para pré-aquecimento.....	89
Figura 52 – Forno EP-500 (Ivoclar-Vivadent).....	89
Figura 53a – Assentamento da peça para verificação da adaptação.....	89
Figura 53b – Peça assentada sobre o dente.....	89
Figura 54 – Aplicação de ácido fluorídrico a 10% na superfície interna da peça.....	90
Figura 55 – Aplicação do silano na superfície interna da peça.....	90
Figura 56 – Condicionamento ácido (Scotchbond, 3M ESPE) da estrutura coronária.....	90
Figura 57 – Aplicação de adesivo (Single Bond, 3M ESPE) sobre a estrutura coronária.....	90

Figura 58 – Fotopolimerização do adesivo (Single Bond, 3M ESPE).....	91
Figura 59 – Espatulação do cimento dual (RelyX, 3M ESPE).....	91
Figura 60 – Assentamento da peça com firme pressão digital (RelyX, 3M ESPE).....	92
Figura 61 – Fotopolimerização das margens da peça por 40s.....	92
Figura 62 – Acabamento e polimento da peça cimentada com disco SofLex (3M ESPE).....	92
Figura 63 – Corpo de prova fixado no dispositivo.....	92
Figura 64 – Máquina de testes universais (Instron 4444).....	93
Figura 65 – Visão frontal da barra cilíndrica utilizada no teste de compressão.....	93
Figura 66 – Visão de perfil da barra cilíndrica utilizada no teste de compressão.....	93
Figura 67 – Dispositivo de fixação com corpo de prova e barra cilíndrica posicionados para teste de compressão na máquina de teste universais.....	94
Figura 68 – Visão da barra cilíndrica sobre o corpo de prova com aumento de 3x.....	94
Figura 69 – Fratura da peça cerâmica durante o teste de compressão. Note que é possível observar as linhas de fratura e um pedaço da peça já separado do dente.....	94
Figura 70 – Diagrama ilustrando os passos laboratoriais realizados nos grupos 1, 2 e 3.....	96

Figura 71 – Diagrama ilustrando os passos laboratoriais realizados no grupo 4 (controle).....	97
Figura 72 – Médias em Newtons (N) dos grupos estudados.....	99

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

Bar	Unidade de pressão
°C	Graus Celsius
°C/min	Grau Celsius por minuto
Coef.	Coeficiente
CRD	Comprimento real do dente
CTM	Comprimento de trabalho para modelagem
µm	Micrometro
HF	Ácido fluorídrico
JCE	Junção cimento-esmalte
IPS	Sistema cerâmico da Ivoclar, Vivadent
MPa	Mega-Pascal
mW/cm ²	Mili-watt por centímetro ao quadrado
NRC	Núcleo de resina composta
PFR	Pino fibro-resinoso
PVC	Cloreto de vinilo

1. INTRODUÇÃO

Após o tratamento endodôntico, todos os dentes necessitam de algum tipo de abordagem restauradora para restabelecer a biologia, mecânica, função e estética da estrutura dental (MAGNE; BELSER, 2003). Dependendo da extensão da perda de estrutura, a restauração poderá se restringir à cavidade de acesso endodôntico (em dentes intactos ou relativamente íntegros) ou necessitar de retentores intra-radulares (em dentes com ampla destruição). A decisão quanto à modalidade de tratamento restaurador dependerá da quantidade de estrutura dental remanescente, da posição do dente na arcada dental, da oclusão do paciente, da configuração do canal e das exigências funcionais que atuarão sobre o dente (DINATO *et al.*, 2000; SUMMIT; ROBBINS; SCHWARTZ, 2001).

Dentes tratados endodonticamente que apresentam grande perda de estrutura dental devido à cárie, fratura ou restaurações prévias inadequadas podem exibir estrutura supragengival insuficiente para a retenção de uma nova restauração. Nesse sentido, o canal radicular pode ser utilizado como uma extensão da zona de restauração, sendo necessária a colocação de um retentor intra-radicular (pino fundido ou pré-fabricado). O uso de um retentor intra-radicular pré-fabricado deverá ser associado a um outro material para a reconstrução da porção coronária perdida, formando uma base (núcleo de preenchimento) sobre a qual geralmente se executa um preparo para a colocação de uma prótese (BOTTINO, 2001).

Desde que Buonocore (BUONOCORE, 1955), em 1955, através da técnica do condicionamento ácido do esmalte, estabeleceu as bases para a adesão à estrutura dental, a Odontologia sofreu um avanço jamais visto anteriormente. Suas idéias resultaram no desenvolvimento de adesivos dentais com a capacidade de união à estrutura dental e a materiais (ALBERS, 2002). Hoje, graças à adesão e a materiais com propriedades físicas e químicas superiores, podemos fazer com que substratos dentais, retentores intraradiculares estéticos, núcleos de preenchimento à base de resina e sistemas cerâmicos façam parte de um conjunto integrado adesivamente.

Atualmente, existe uma grande variedade de materiais para núcleos de preenchimento. Os materiais mais utilizados são as resinas compostas, os cimentos de ionômero de vidro e o amálgama (McLEAN, 1998; CHRISTENSEN, 1998). Cada material apresenta propriedades específicas que devem ser cuidadosamente consideradas na reconstrução da estrutura dental perdida.

Após a confecção do núcleo de preenchimento, é necessário uma cobertura total para o restabelecimento funcional e estético da estrutura dental. Entre os vários materiais que podem ser utilizados para este fim, o sistema IPS Empress (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), uma cerâmica termo-injetada, vêm se destacando por apresentar propriedades físicas significativamente melhores, como alta translucidez, opalescência e fluorescência, e estética superiores (LEHNER *et al.*, 1997; FRADEANI; AQUILANO, 1997; SORENSEN; MITO, 1998; TOUATI; MIARA; NATHANSON, 2000).

Introduzido no início da década de noventa, o sistema IPS Empress é constituído basicamente por uma cerâmica vítrea reforçada com leucita. Os cristais de leucita reforçam a matriz vítrea e impedem a propagação de microfraturas (FRADEANI; BARDUCCI, 1996; UCTASLI, 1996). Este material utiliza a técnica tradicional da cera perdida na fabricação das restaurações. Lingotes de cerâmica vítrea pré-ceramizada na cor selecionada são aquecidos e injetados sob pressão, em um forno especial (EP 500, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Após a remoção do revestimento, a peça monocromática pode ser caracterizada esteticamente por meio das técnicas de estratificação ou maquiagem (ANUSAVICE, 1997; BLATZ, 2002).

O IPS Empress é indicado para a fabricação de inlays, onlays, facetas e coroas, sendo sua resistência flexural de 120 MPa ou de aproximadamente 200 MPa após o tratamento com aquecimento e glazeamento (ROSENBLUM; SCHULMAN, 1997; HÖLLAND; HEINTZE, 1998). Todavia, esta resistência flexural não permitia que o material fosse indicado para próteses fixas ou regiões de maior esforço mastigatório.

O sistema IPS Empress 2 é uma cerâmica vítrea de dissilicato de lítio, que apresenta resistência flexural de 350 MPa, quase três vezes maior do que o sistema anterior, suficiente para a fabricação de coroas posteriores e próteses fixas de até três elementos, respeitadas as indicações de uso (SORENSEN; CRUZ; MITO, 1999). O material utiliza a mesma tecnologia de cerâmica termo-injetada do sistema original, possibilitando a fabricação de peças com excelente adaptação. (HÖLLAND; HEINTZE, 1998). Esta cerâmica permite a cimentação adesiva, tanto com cimentos autopolimerizáveis como de polimerização dual. A superfície interna da peça

pode ser condicionada com ácido fluorídrico, silanizada e unida aos substratos dentais condicionados com cimentos resinosos associados aos sistemas adesivos, melhorando, desta forma, suas propriedades retentivas (AYAD; ROSENTIEL; SALAMA, 1997; RADZ; LEINFELDER; NASH, 1998) e não interferindo em sua estética (EDELHOFF; SPIEKERMANN; YILDIRIM, 1999; BARATIERI *et al.*, 2000).

É cada vez maior a demanda por estética pelos pacientes que solicitam restaurações que apresentem a cor natural dos dentes. O profissional, com o propósito de atender esses requisitos, procura adotar restaurações que satisfaçam esteticamente essas necessidades. Em diversas situações clínicas é comum a presença de próteses cerâmicas suportadas por núcleos de dentina, resina ou a associação de ambos. Estes materiais devem ser suficientemente fortes para resistir às diferentes forças de mastigação que atuam na cavidade bucal. Assim, diante da infinidade de opções, o profissional de Odontologia, é obrigado a escolher a combinação de materiais que apresente o melhor desempenho clínico sem comprometer a estética e função da restauração.

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência de diferentes formas de núcleo de preenchimento na resistência à fratura de coroas de IPS-Empress 2 em pré-molares inferiores humanos extraídos.

2. REVISÃO DE LITERATURA¹

2.1 Restauração de Dentes Tratados Endodonticamente

A restauração de dentes tratados endodonticamente constitui um assunto polêmico na Odontologia. Um dos fatores responsáveis por este aspecto é o fato de haver controvérsias sobre o que realmente ocorre com o dente após a remoção da polpa dental. Não existe consenso na literatura se a remoção de tecido vitalizado provoca diminuição da resistência do dente. Hirschfield e Stern (1972) afirmaram que a simples remoção da polpa causa perda significativa do conteúdo de umidade do dente com a conseqüente diminuição da resistência à compressão e dureza, levando a uma menor resistência à fratura. Por outro lado, Ross (1980) demonstrou que não ocorrem alterações importantes nas características biomecânicas da estrutura dental, mesmo após a eliminação da polpa dental, e que a maior susceptibilidade à fratura dental é decorrente da quantidade de tecido dental perdido antes ou durante o tratamento endodôntico.

De um modo geral, entre dentistas, existe um consenso de que dentes tratados endodonticamente são mais frágeis e susceptíveis à fratura do que dentes vitais. Todavia, observa-se que dentes endodonticamente tratados apresentam características especiais que devem ser cuidadosamente consideradas, tais como diminuição da umidade, perda de estrutura e alterações na resistência e no comportamento biomecânico da estrutura dental sob carga (JOHNSON; SCHWARTZ, BLACKWELL, 1976; SOKOL, 1984).

¹ Baseada na NBR 10520:2002 da ABNT.

Em um estudo *in vitro*, Battistone e Burnett (1956) não conseguiram a reidratação total de dentes após a remoção da umidade. Com a perda da umidade dos tecidos calcificados, foi impossível sua recuperação mesmo em uma atmosfera saturada à temperatura corporal. Desta forma, a perda da umidade em dentes com tratamento endodôntico foi irreversível.

Helfer, Melnick e Schilder (1972), em um estudo com cães, determinaram o conteúdo de umidade de dentes vitais e não vitais através da divisão do conteúdo de água total de cada dente em água livre e combinada. A quantidade de água livre foi determinada gravimetricamente ao passo que a água combinada foi calculada pela análise térmica diferencial. Este estudo demonstrou que havia uma umidade 9% menor nos tecidos calcificados de dentes não vitais de cães do que em dentes vitais.

Reeh, Messer e Douglas (1989a) avaliaram os efeitos dos procedimentos endodônticos sobre a rigidez dental em relação à redução restauradora. Os procedimentos endodônticos reduziram a rigidez dental em apenas 5%, o que foi atribuído primariamente à abertura de acesso, ao passo que os procedimentos restauradores resultaram em apreciável perda da rigidez dental. Um preparo de cavidade MOD reduziu em mais do que 60% a rigidez dental, sendo que a perda da crista marginal contribuiu significativamente com a diminuição da resistência. Estes dados sugerem que o tratamento endodôntico não enfraqueceu os dentes.

Sedgley e Messer (1992) compararam as propriedades biomecânicas (resistência ao cisalhamento, resiliência, dureza e resistência à fratura) de dentes tratados endodonticamente com seus contra-pares vitais. A

análise não revelou nenhuma diferença estatística na resistência ao cisalhamento, resiliência e resistência à fratura entre os dois grupos. A dentina vital foi 3,5% mais dura do que a dentina dos dentes contra-pares tratados endodonticamente, indicando que os dentes não se tornam mais frágeis com o tratamento endodôntico. Outros fatores, como perda estrutural por cáries, trauma, procedimentos restauradores e endodônticos, são os mais críticos para a fratura dental. Outra possibilidade que tem sido sugerida, mas não explorada, é a de que a perda da propriocepção, aumentando o limiar de dor, permitiria que cargas maiores atuassem sobre os dentes sem que houvesse uma resposta protetora.

Lowenstein e Rathkamp (1955) verificaram que a perda do tecido pulpar vital resultava em uma diminuição significativa na resposta proprioceptiva de dentes tratados endodonticamente e, similarmente, em um aumento na susceptibilidade às forças biomecânicas. De fato, há evidências que sugerem que o limite de pressão, por exemplo, é 57% mais alto em dentes com tratamento de canal do que em dentes vitais. Ou seja, os reflexos neurológicos que normalmente ocorreriam para proteger as estruturas das forças oclusais e mastigatórias prejudiciais, podem ser comprometidos.

Gutmann (1992) considerou os aspectos anatômicos e biológicos na restauração de dentes tratados endodonticamente, tais como perda de umidade, alterações estruturais, comportamento biomecânico, características da dentina e aspectos restauradores. Ele enfatizou que a restauração de dentes com tratamento endodôntico é um tema polêmico entre dentistas. Há uma miríade de técnicas restauradoras, porém poucos artigos discutem realmente os porquês do desenvolvimento de tais sistemas. A conclusão do

autor é a de que dentes não vitais sofrem alterações inerentes à sua estrutura, reduzindo a resistência e flexibilidade. Devido à perda de estrutura dental e de umidade, dentes com tratamento endodôntico necessitam de procedimentos restauradores únicos que não comprometam a anatomia radicular e o osso de suporte, ou seja, que estejam em harmonia com os princípios biológicos e satisfaçam o paciente.

Manning *et al.* (1995) estudaram os conceitos básicos que devem ser considerados na restauração de dentes tratados endodonticamente, apresentando seus riscos e benefícios. Os autores, com base na evidência científica de vários pesquisadores, concluíram que há, realmente, motivos para afirmar que dentes endodonticamente tratados são diferentes de dentes vitais. Eles enumeram os seguintes aspectos: a alteração físico-química da dentina pela perda de umidade com conseqüente aumento da fragilidade; a alteração da arquitetura devido aos procedimentos de abertura, remoção tecidual, limpeza e preparo dos canais, que afetam as características de resistência e dureza da dentina; a alteração do comportamento biomecânico em função das mudanças na arquitetura anteriormente citadas, como menor capacidade de deformação sob carga; as diferentes propriedades físicas e mecânicas, que podem estar relacionadas com as ligações cruzadas do colágeno intermolecular; e, finalmente, a perda de tecido pulpar que afetaria a resposta proprioceptiva e a susceptibilidade a forças biomecânicas maiores.

É de fundamental importância o conhecimento das características intrínsecas da anatomia radicular, como número, diâmetro, forma e curvatura dos canais. O excessivo desgaste da dentina radicular durante os procedimentos de limpeza, modelagem e preparo dos canais, provoca o

aumento do diâmetro do canal, com a conseqüente diminuição da espessura da parede radicular, podendo levar à perfuração e fratura radicular. Não obstante o exame radiográfico seja um meio auxiliar de diagnóstico, ele proporciona apenas uma visão bidimensional, não revelando possíveis curvaturas e invaginações radiculares (GUTMANN, 1992; MANNING *et al.*, 1995).

2.2 Retentores Intra-Radiculares e Núcleos de Preenchimento

Quando se está diante do desafio de restaurar um dente tratado endodonticamente, o profissional deve decidir, primeiramente, se há a necessidade de um retentor intra-radicular e, em segundo lugar, qual o tipo de restauração indicar. No passado, admitia-se que os pinos reforçavam a raiz de um dente endodonticamente tratado (STANDLEE; CAPUTO; HANSON, 1978; KERN; FRAUNHOFER; MUENINGHOFF, 1984; BEX *et al.*, 1992). Esta filosofia persistiu na educação odontológica por vários anos, até que pesquisas *in vitro* começaram a questionar esta hipótese (GUZY; NICHOLS, 1979; SORENSEN; MARTINOFF, 1984; HO *et al.*, 1994, MANNING *et al.*, 1995). Atualmente, sabe-se que existem duas indicações primárias para a colocação de um pino intracanal: possibilitar uma forma de retenção para o material de preenchimento ou material definitivo e reforçar a estrutura coronal remanescente (MORGANO, 1996; BARATIERI *et al.*, 2000; BOTTINO, 2001).

Sorensen e Martinoff (1984), em um estudo clínico com mais de seis mil pacientes, com 1273 dentes tratados endodonticamente, realizaram uma avaliação retrospectiva e constataram que não houve nenhum aumento

significativo na resistência à fratura com o uso de pino em todos os grupos tratados. Com base nesses resultados, os autores concluíram que é necessário preservar o máximo de estrutura dental sadia durante o tratamento endodôntico e procedimentos restauradores.

Sorensen e Martinoff (1985) avaliaram 1273 dentes tratados endodonticamente como pilares para coroas ou suporte primário de próteses parciais removíveis e fixas. Foram examinados vários métodos de reforço intracoronário para os pilares e sua influência sobre o índice e modo de falha. A avaliação resultou nas seguintes conclusões: (1) Os pilares para próteses parciais fixas e removíveis que foram tratados endodonticamente, apresentaram índices de falha significativamente mais altos do que com coroas únicas. (2) A estabilização corono-radicular apresentou um efeito variável sobre os dentes pilares. A colocação do pino foi associada a um índice de sucesso significativamente menor com coroas únicas. A colocação de pino teve influência limitada sobre o índice de sucesso dos dentes pilares de próteses parciais fixas. A colocação de pino foi associada a um índice de sucesso significativamente maior em dentes pilares de próteses parciais removíveis.

Marshak, Helft e Filo (1988) enumeraram os problemas inerentes e os perigos associados aos procedimentos com pinos, e questionaram a necessidade de colocação de pinos em dentes tratados endodonticamente. Segundo os autores, o uso disseminado de técnicas endodônticas levou a um aumento na retenção de dentes com um grau variável de destruição. Estes dentes podem ser restaurados através de diversos meios: 1- Pinos e núcleos metálicos fundidos personalizados. 2- Pinos rosqueados afunilados com núcleos de resina composta ou amálgama. 3- Pinos rosqueados com lados

paralelos com núcleos de resina composta ou amálgama. 4- Pinos serrilhados paralelos com núcleos de resina ou amálgama. 5- Amálgama retido por pino e cobertura de cúspide. A decisão de determinado procedimento baseia-se geralmente na preferência do profissional, conveniência e, em menor grau, no estado da estrutura dental remanescente. A conclusão dos autores é de que deve ser realizada uma cuidadosa avaliação da quantidade de estrutura dental remanescente, da função e posição do dente na arcada, e do estado da dentição oposta. A não satisfação desses critérios na colocação do pino, com o comprometimento do dente, requer uma forma alternativa de tratamento para o suporte e retenção da restauração final.

Assif *et al.* (1989a), através de um modelo fotoelástico, examinaram a influência de diferentes tipos de restaurações utilizadas após o tratamento endodôntico, enfatizando a forma pela qual as forças aplicadas à face oclusal foram dispersas para as estruturas de suporte dental. Os estresses foram fotografados em um campo de luz polarizada. Os achados indicaram que a distribuição e os padrões de estresse variaram de acordo com a direção das cargas e natureza dos procedimentos restauradores envolvidos. Os autores chegaram às seguintes conclusões: (1) Dentes intactos induzem um efeito de cunha sobre a estrutura de suporte sob cargas verticais. Sob cargas oblíquas os estresses foram igualmente concentrados. (2) A colocação de uma coroa total alterou o padrão de distribuição de cargas aplicadas externamente sobre o dente. Os estresses concentraram-se ao redor das margens da coroa. (3) As cargas verticais aplicadas diretamente sobre o pino e núcleo provocaram alta concentração de estresse apical com pinos cilíndricos, ao passo que os pinos com desenhos cônicos demonstraram concentração de estresse igual na JEC e

no ápice. Com carga oblíqua, a concentração de estresse na JEC foi intensa para ambos os desenhos de pino. (4) Quando o sistema de pino e núcleo foi coberto com uma coroa total com margens de 2mm em estrutura dental sadia e submetido à carga, não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois desenhos de pino.

Hunter e Flood (1989a) consideraram os aspectos controversos que envolvem o uso de pinos em Odontologia, como configuração, comprimento, diâmetro e adaptação dos pinos. Quanto à configuração, citam que há basicamente dois desenhos, pinos paralelos ou afunilados, que podem ser cimentados ou rosqueados na dentina. Apesar da maior retenção dos pinos rosqueados, seu uso apresenta um maior risco devido à fratura radicular. Quanto ao comprimento, citam que quanto maior seu comprimento maior sua retenção. Sendo assim, o pino intracanal deve ser o mais longo possível, ocupando idealmente metade do comprimento da raiz, mantendo de 3 a 5 mm de guta-percha no canal. Quanto ao diâmetro e adaptação, citam que estes devem apresentar preferencialmente o mesmo diâmetro do canal e ter boa adaptação. Os autores enfatizaram as vantagens e desvantagens do uso de pinos e de sua real necessidade, concluindo que a colocação de pinos demanda muitas vezes a remoção de estrutura dental sadia.

Hunter e Flood (1989b) discutiram as funções e as características dos núcleos na Odontologia restauradora e a importância da preservação da estrutura dental sadia. Foi analisado o apoio experimental e clínico para uma suposta superioridade de núcleos com pinos fundidos. Os autores sugerem que há uma necessidade de reavaliação deste ponto de vista, particularmente na restauração de dentes posteriores. Os materiais atualmente em uso são

resumidamente discutidos, bem como as pesquisas relacionadas com as possíveis interações dos núcleos com os agentes de cimentação.

Reeh, Messer e Douglas (1989b) avaliaram o potencial de técnicas restauradoras alternativas com dentes não vitais, utilizando medidores de deformação sobre pré-molares superiores, utilizando cargas oclusais não destrutivas. A rigidez das cúspides foi avaliada nos seguintes procedimentos realizados seqüencialmente: com dentes inalterados, na finalização de todos os procedimentos endodônticos, no preparo restaurador adequado e na restauração. Os procedimentos restauradores avaliados foram: (1) amálgama, (2) onlay de ouro, (3) restauração de resina composta com condicionamento do esmalte e (4) restauração de resina composta com condicionamento de esmalte e dentina. Finalmente, todos os dentes foram colocados sob carga até a fratura. O ouro foi o material restaurador mais forte e o amálgama o mais fraco. As restaurações de resina composta com condicionamento do esmalte e dentina foram tão fortes quanto os dentes inalterados, ao passo que as restaurações com apenas condicionamento ácido do esmalte produziram menor rigidez.

Burns *et al.* (1990) compararam a distribuição de estresse durante a inserção e função de três pinos pré-fabricados com diferentes desenhos, utilizando os critérios de comprimento e diâmetro do pino. Foram preparados blocos de teste de material fotoelástico com canais endodônticos simulados. Três pinos de cada desenho, diâmetro e profundidade foram cimentados. Cada espécime foi examinado e fotografado sem carga, com carga compressiva de 135 N e com carga oblíqua de 90 e 135N, aplicadas em um ângulo de 26 graus através de um polariscópio circular. Os pinos Para-Post e Para-Post Plus

produziram padrões de estresse similares utilizando-se os critérios de diâmetro, profundidade e carga. Os pinos Flexi-Post apresentaram padrões de estresse assimétricos com concentrações de estresse em cada rosca. Durante a carga compressiva e após a cimentação, os pinos Flexi-Post demonstraram significativamente maiores estresses no ombro e substancialmente maiores estresses ao longo da superfície coronal do comprimento dos pinos do que os pinos Para-Post e Para-Post Plus. Os estresses apicais foram similares para os pinos Flexi-Post, Para-Post e Para-Post Plus durante a carga compressiva.

Sorensen e Engelman (1990) determinaram o efeito de diferentes desenhos de pino e de sua adaptação dentro do canal, na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Foram utilizados quarenta incisivos superiores recém extraídos, tratados endodonticamente, divididos em 4 grupos experimentais. A adaptação máxima dos pinos cônicos no canal aumentou significativamente a resistência à fratura, entretanto, fez com que as fraturas fossem maiores no sentido apical e lingual. Os pinos paralelos apresentaram menor frequência de fratura e envolveram menos estrutura dental. Os autores advertem que pinos cônicos devem ser utilizados com extrema cautela.

Silvers e Johnson (1992) realizaram uma revisão dos critérios de avaliação, apresentando os métodos e materiais para o diagnóstico e tratamento de dentes tratados endodonticamente. Os autores consideraram os aspectos endodôntico, protético e periodontal do tratamento, tanto em dentes anteriores como posteriores, abordando o preparo do canal, tamanho e profundidade dos pinos, materiais de núcleo de preenchimento, cimentação e restauração final. A conclusão dos autores é de que o dentista deve considerar as vantagens e desvantagens de preservar a estrutura dental de acordo com o

seu papel na restauração da função, integridade do arco e estética. Além disso, citam que o prognóstico depende do sucesso do tratamento endodôntico, da presença de estrutura periodontal sadia e de uma restauração aceitável.

Assif *et al.* (1993b) avaliaram *in vitro* o efeito do desenho do pino na resistência à fratura de pré-molares tratados endodonticamente restaurados com coroas fundidas. O modelo experimental utilizou pinos e núcleos fundidos para testar o desenho do pino em um sistema pino-núcleo com rigidez idêntica. Os espécimes colocados sob carga em uma máquina de testes até a fratura, revelaram que o desenho do pino não influenciou na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com coroas totais fundidas. Não houve nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os dentes restaurados com ou sem pinos e núcleos fundidos.

Smith e Schuman (1997) apresentaram um diagrama para tomada de decisão na seleção da melhor opção restauradora para dentes tratados endodonticamente. O processo tem início com a avaliação da possibilidade de restauração do dente endodonticamente tratado, determinando-se a quantidade de estrutura coronária remanescente. Dentes anteriores com perda coronária mínima ou moderada não necessitam de cobertura completa ou pino e núcleo. Todavia, dentes anteriores com perda coronária significativa necessitam de cobertura total e pino e núcleo. Dentes posteriores com perda mínima podem ser tratados de forma conservadora com restaurações de cobertura parcial. Dentes posteriores com perda moderada e aqueles com raízes curvas, com núcleos de amálgama e resina composta, podem ser utilizados para suportar restaurações de cobertura total.

Chalifoux (1998) analisou os fatores que afetam o prognóstico de dentes tratados endodonticamente. Segundo o autor, a restauração de dentes não vitais envolve um complexo sistema de componentes e interfaces desenhadas para resistir às forças. Os materiais dentários, as forças que incidem sobre o dente e o desenho restaurador irão determinar o sucesso da restauração. Uma nova classificação avalia o número de canais, a quantidade de estrutura remanescente, o espaço da câmara pulpar, a qualidade e a orientação do canal. O artigo demonstra, através de dois casos clínicos, a possibilidade do uso de materiais estéticos, desde que uma análise correta seja realizada.

Freno (1998) estudou a literatura relativa ao tratamento protético e ao uso de pinos em dentes tratados endodonticamente. Na revisão de literatura, o autor chegou às seguintes conclusões no tocante ao desenho e uso dos pinos: (1) Um diâmetro menor do pino deveria ser utilizado, contanto que o material do pino seja resistente o suficiente para resistir à fratura. O aumento do diâmetro não aumenta a retenção e pode enfraquecer a estrutura dental remanescente. (2) O fator mais importante para a restauração bem sucedida de dentes tratados endodonticamente é a quantidade de estrutura dental remanescente. Portanto, para obtermos um pino mais forte quando contemplamos o preparo de um pino, não deveríamos remover estrutura dental. (3) Caso estrutura dental coronal esteja presente para reter um núcleo (2mm), não há necessidade de um pino. (4) Uma estrutura dental coronal remanescente (mínimo de 1 a 2mm) parece apresentar uma alta correlação com o sucesso da restauração final de dentes tratados endodonticamente. Quando necessário, o aumento do comprimento coronal deveria ser

considerado. (5) Pinos com superfície lisa são menos retentivos. Pinos serrilhados, rosqueados e condicionados aumentam a retenção. (6) Até que pesquisa adicional esteja disponível, os cimentos de ionômero de vidro reforçados com resina não deveriam ser utilizados para cimentar pinos, visto que não apresentam expansão linear significativa na presa, o que pode levar à fratura dental.

McLean (1998) apresentou uma técnica direta para a restauração de dentes tratados endodonticamente que demonstra determinados padrões. O autor analisa critérios para a utilização de coroas, resinas compostas, núcleos indiretos de ouro ou diretos de amálgama ou resina composta, e os diversos tipos de pinos empregados na restauração destes dentes. O pesquisador cita que os quatro materiais de núcleos mais utilizados atualmente são: ouro, amálgama, resina composta e ionômero de vidro. O autor conclui que quando há a necessidade de um pino, deve-se utilizar um pino de diâmetro pequeno, passivo, que necessite o mínimo de remoção dental e apresente um comprimento que se estenda até a margem da coroa. O selamento apical deve ter 4 mm de guta-percha, sendo preferido o cimento de fosfato de zinco ou de ionômero de vidro.

Christensen (1998) analisou em que situações procedimentos com pinos e núcleos são necessários em dentes não vitais, os tipos de pinos de uso comum, os procedimentos de cimentação de pinos, os materiais de núcleos, as características anti-rotatórias para pinos/núcleos e o uso de coroas. O autor conclui que a colocação de pinos e núcleos utilizando pinos pré-fabricados e resinas compostas é um procedimento usual na prática diária, pois os pinos são de fácil colocação, resistentes, previsíveis e de custo acessível.

O amálgama possui vantagens em sua utilização, como facilidade de manipulação, maior estabilidade dimensional, resistência à compressão, baixa micro-infiltração (margens auto-selantes) e custo inferior. Apesar de parecer simples e apresentar estas vantagens, o preenchimento realizado com este material é frágil quando em pequena espessura e necessita de um longo tempo de cristalização, impedindo, desta forma, a realização do preparo para uma coroa imediatamente após sua condensação. Outra desvantagem é em relação à estética, pois o amálgama tem um potencial para corrosão e descoloração subseqüentes da gengiva ou dentina remanescente. Além disso, esse material não apresenta qualquer adesividade à estrutura dental, o que implica na necessidade de retenções mecânicas, com conseqüente destruição da estrutura dental (DINATO *et al.*, 2000; BARATIERI *et al.*, 2001).

Os cimentos de ionômero de vidro constituem uma boa alternativa como material de preenchimento devido a algumas vantagens, tais como: liberação de flúor, baixo coeficiente de expansão térmica e adesão aos tecidos dentais. Todavia, apresentam baixa resistência à fratura e são relativamente difíceis de manipular e inserir na cavidade, o que dificulta seu uso rotineiro (DINATO *et al.*, 2000; BARATIERI *et al.*, 2001).

As resinas compostas oferecem resistência adequada como material de preenchimento e tem sido cada vez mais usadas na prática clínica, apresentando adesão aos substratos dentais e controle da polimerização pelo profissional. Contudo, também estão sujeitas à contração de polimerização, expansão higroscópica e conseqüente micro-infiltração (McLEAN, 1998).

Smith, Schuman e Wasson (1998) avaliaram os critérios biomecânicos, com base nas orientações restauradoras atuais, para a avaliação dos componentes básicos de qualquer sistema de pino pré-fabricado e núcleo. Os autores afirmaram que a seleção de um sistema de pino pré-fabricado e núcleo é uma tarefa complexa e um exercício difícil para os dentistas, pois a combinação do pino, núcleo e cimento permitem várias alternativas potenciais.

Heydecke e Peters (2002), através de uma revisão de literatura, compararam a performance *in vivo* e *in vitro* de pinos fundidos e núcleos com a de núcleos diretos e pinos pré-fabricados, em dentes unirradiculares. A pesquisa sobre dentes restaurados tratados endodonticamente foi realizada através de um banco de dados eletrônico. A pesquisa reuniu um total de 1773 referências. As referências foram submetidas a um rígido critério de inclusão, apenas 10 estudos *in vitro* e 6 estudos *in vivo* foram selecionados e criticamente revisados. Uma comparação das cargas de fratura nos estudos *in vitro* não revelou nenhuma diferença entre núcleos e pinos diretos e fundidos. A meta-análise dos dados sugeriu que não houve diferença no comportamento de fratura associado com as duas modalidades de tratamento. Uma análise geral da pesquisa não foi possível para os estudos *in vivo*. O índice de sobrevivência para pinos fundidos e núcleos em dois estudos variou de 87,2 a 88,1%, e em um terceiro estudo alcançou 86,4% para os núcleos diretos, após 72 meses. As avaliações clínicas aleatórias sobre este tópico não estavam disponíveis, mas deverão ser realizadas para verificar os achados publicados.

2.3 Sistemas Cerâmicos: IPS Empress

Novas técnicas e materiais têm sido introduzidos na Odontologia nos últimos anos para a fabricação de restaurações cerâmicas com resistência superior, alta estética, biocompatibilidade, menor desgaste e melhor adaptação. As preocupações estéticas e a alta demanda por restaurações que apresentem a cor natural dos dentes têm levado ao desenvolvimento de um grande número de materiais cerâmicos (GOULET, 1997). Entre os vários materiais que podem ser utilizados para este fim, o sistema IPS Empress (Ivoclar-Vivadent), uma cerâmica termo-injetada, vêm se destacando por apresentar propriedades físicas significativamente melhores, estética superior, alta translucidez, opalescência e fluorescência (LEHNER *et al.*, 1997; FRADEANI; AQUILANO, 1997; SORENSEN; MITO, 1998; TOUATI; MIARA; NATHANSON, 2000).

O sistema IPS Empress começou a ser desenvolvido em 1983 pelo Departamento de Próteses Fixa e Removível e Materiais Dentários da Universidade de Zurich, na Suíça, e foi introduzido no mercado no início da década de noventa. O sistema IPS Empress é constituído basicamente por uma cerâmica vítrea reforçada com leucita. Os cristais de leucita reforçam a matriz vítrea e impedem a propagação de microfraturas (FRADEANI; BARDUCCI, 1996; UCTASLI, 1996). Este material utiliza a técnica tradicional da cera perdida em sua fabricação. Lingotes de cerâmica vítrea pré-ceramizados e na cor selecionada são aquecidos e injetados sob pressão no interior do revestimento, através de um forno especial (EP 500, Ivoclar-Vivadent). Após a remoção do revestimento, a peça monocromática pode ser

caracterizada esteticamente por meio das técnicas de estratificação ou maquiagem (ANUSAVICE, 1997; BLATZ, 2002).

O IPS Empress é indicado para a fabricação de inlays, onlays, facetas e coroas, sendo sua resistência flexural de 120 MPa ou de aproximadamente 200 MPa após o tratamento com aquecimento e glazeamento (ROSENBLUM; SCHULMAN, 1997; HÖLLAND; HEINTZE, 1998). Todavia, esta resistência flexural não permitia que o material fosse indicado para próteses fixas de três elementos, sendo assim, foi desenvolvido o sistema IPS Empress 2.

O IPS Empress 2 é uma cerâmica vítrea de dissilicato de lítio, que apresenta resistência flexural de 350 MPa, quase três vezes maior do que o sistema anterior, suficiente para a fabricação de coroas posteriores e próteses fixas de até três elementos, respeitando alguns critérios técnicos (SORENSEN; CRUZ; MITO, 1999). O material utiliza a mesma tecnologia de cerâmica termo-injetada do sistema original, possibilitando a fabricação de peças com excelente adaptação. (HÖLLAND; HEINTZE, 1998). Esta cerâmica permite um método de cimentação adesiva, tanto por cimentos autopolimerizáveis como de polimerização dual. A superfície interna da peça é condicionada com ácido fluorídrico, silanizada e unida aos substratos dentais condicionados com sistemas adesivos através de cimentos resinosos, melhorando, desta forma, suas propriedades retentivas (AYAD; ROSENTIEL; SALAMA, 1997; RADZ; LEINFELDER; NASH, 1998) e não interferindo em sua estética (EDELHOFF; SPIEKERMANN; YILDIRIM, 1999; BARATIERI *et al.*, 2000).

Dong *et al.* (1992) analisaram a resistência flexural do IPS Empress antes e após os procedimentos de termo-injeção e/ou tratamentos de queima simulados (por exemplo, aplicação de porcelana de cobertura, coloração superficial e glaze). A termo-injeção do material aumentou significativamente sua resistência flexural, ao passo que apenas o tratamento térmico não. As queimas adicionais (tratamentos térmicos) após a termo-injeção melhoraram a resistência do material. Os valores de resistência final variaram entre 160 e 180 MPa e foram comparáveis a de outros sistemas cerâmicos.

Kelly, Nishimura e Campbell (1996) apresentaram um breve histórico das cerâmicas dentais, quanto ao seu desenvolvimento e aspectos clínicos, onde abordaram algumas características do sistema cerâmico IPS Empress. Os autores afirmam que os problemas que as porcelanas feldspáticas tradicionais tinham de alteração dimensional e contração durante a queima foram superados com o sistema IPS-Empress.

Fradeani e Barducci (1996) descreveram as propriedades, técnica, indicações e considerações periodontais e de preparo para coroas de IPS Empress. Os autores destacaram que o material é promissor esteticamente e de propriedades físicas adequadas para coroas totais, facetas, onlays e inlays.

Uctasli *et al.* (1996) determinaram a resistência de uma cerâmica termo-injetável (IPS Empress) utilizando um teste com ruptura de discos. Sete grupos de 10 espécimes cada foram preparados com diferentes combinações de materiais de corpo, incisal e glaze. Após a análise, os resultados

demonstraram que não houve nenhuma diferença estatística entre os grupos quando a porcelana de corpo estava em tensão. Todavia, houve uma diferença significativa entre aqueles grupos em que a superfície inferior era tanto de porcelana de corpo como de incisal. O componente espessura dos materiais de corpo e incisal não alteraram a resistência dos espécimes.

Mackert e Russel (1996) realizaram uma pesquisa para elucidar o mecanismo de aumento de resistência que ocorre durante o processo de termo-injeção do IPS Empress. O efeito de processamento sobre o conteúdo de leucita foi determinado quantitativamente através de difração com raio-x. O aumento no conteúdo de leucita após a queima foi consistente com o aumento na resistência flexural após a queima, observado por Dong *et al.* em 1992.

Fradeani e Aquilano (1997) avaliaram 44 coroas de IPS Empress utilizadas para restaurar dentes anteriores e posteriores, por um período mínimo de 6 meses e máximo de 68 meses, sendo a média de 37,1 meses. De acordo com análise estatística de Kaplan-Meier, o índice de sucesso após este período foi de 95,35%. As coroas também foram avaliadas utilizando-se os critérios do Serviço de Saúde Pública Americano. A maioria das coroas recebeu a avaliação alfa (melhor escore) para a semelhança de cor, contorno, integridade marginal, cárie recorrente e descoloração marginal. Os resultados deste estudo indicaram que este material pode ser utilizado com sucesso, especialmente na região anterior, quando os procedimentos são seguidos corretamente.

Lehner *et al.* (1997) analisaram uma nova cerâmica vítrea reforçada com leucita (IPS Empress), para uso clínico. Trinta e quatro

pacientes tiveram seus dentes restaurados com coroas totais de porcelana. O período de observação média das 78 restaurações foi de 19,7+/-8,5 meses. Setenta e quatro restaurações foram avaliadas como bem sucedidas. Três das quatro falhas ocorreram nos primeiros dois meses após a cimentação. O índice de sobrevivência foi de 95% após 2 anos de uso. Os autores concluíram afirmando que os resultados clínicos são encorajadores. Todavia, devido ao fenômeno da fadiga comum a todos os materiais cerâmicos, uma observação a longo prazo deveria ser realizada para definir melhor o comportamento clínico.

Sorensen *et al.* (1998), através de uma avaliação clínica retrospectiva de três anos, avaliaram 75 coroas totais de IPS Empress cimentadas adesivamente em molares, pré-molares e dentes anteriores. Os autores também avaliaram o método de cimentação adesiva e os possíveis efeitos adversos. As seguintes conclusões surgiram: das 75 coroas de IPS Empress cimentadas, apenas uma falhou, o que representou um índice de falha de 1,3%. Esta falha ocorreu com um molar aos 27 meses após sua colocação. A técnica de cimentação adesiva com resina exibiu a menor incidência de micro-infiltração, com poucos efeitos adversos. Três pacientes apresentaram sensibilidade ao frio, sintomas que passaram após 8 semanas. Isto representou um índice de 5,6% de sensibilidade pós-cimentação. Nenhuma das coroas necessitou de tratamento endodôntico prévio. Os critérios de colocação das margens não mais do que 1mm subgingivalmente, trouxe resultados positivos.

Sjögren *et al.* (1999) avaliaram retrospectivamente coroas de IPS Empress colocadas em pacientes com visitas regulares a dentistas clínicos. Cento e dez coroas de IPS Empress foram colocadas em 29 pacientes. As

restaurações foram avaliadas segundo o sistema da Associação Dental da Califórnia (CDA). Todas as coroas foram cimentadas com cimentos resinosos. Com base nos critérios da CDA, 92% das 110 coroas foram classificadas como satisfatórias. Oitenta e seis por cento foram classificadas como excelentes quanto à integridade marginal. Foi registrada a fratura em 6% das 110 coroas. Nenhuma diferença significativa foi observada em relação aos índices de fratura entre coroas anteriores e posteriores. Os autores concluíram que a maioria das coroas fraturadas havia sido colocada em molares e pré-molares. Embora a diferença entre dentes anteriores e posteriores não tenha sido significativa com respeito aos índices de fratura obtidos, o número de coroas fraturadas colocadas em dentes posteriores excedeu aquele das colocadas em dentes anteriores. A diferença entre os índices de fratura pode ter uma significância clínica e o risco de fratura deve ser levado em consideração quando da colocação de coroas em dentes que apresentam a probabilidade de estarem sob altos níveis de estresse.

Gemalmaz e Ergin (2002) avaliaram o desempenho clínica de coroas totais cerâmicas de IPS Empress. Trinta e sete coroas de IPS Empress foram colocadas em vinte pacientes utilizando dois cimentos adesivos. Com base no sistema de classificação da Associação Dental da Califórnia, 94,6% das coroas foram avaliadas como satisfatórias. Apenas uma coroa falhou devido à fratura. Um dente tratado endodonticamente falhou em função do deslocamento do pino pré-fabricado. Os autores concluíram que as coroas cimentadas com os dois agentes adesivos tiveram desempenho satisfatório, com um índice de fratura relativamente baixo no período médio de avaliação de 24,5 meses.

Fradeani e Redemagni (2002) avaliaram retrospectivamente coroas de cerâmica vítrea reforçada com leucita em um período de 6 anos em duas clínicas particulares. Cento e vinte e cinco coroas IPS Empress foram colocadas em 54 pacientes. As 93 coroas anteriores e 32 posteriores foram avaliadas segundo os critérios da Associação Dental da Califórnia e do sistema de avaliação de qualidade de Ridge, através de sonda clínica e espelho, radiografias e fotografias clínicas. As coroas foram estudadas em um período que variou de 4 a 11 anos. A probabilidade de sobrevivência das 125 coroas foi de 95,2% aos 11 anos (98,9% na região anterior e 84,4% na região posterior). Seis coroas tiveram de ser substituídas. A maioria das 119 coroas que obteve sucesso foi classificada como excelente. Os autores concluíram que as coroas de IPS Empress demonstraram um índice de falha clínica baixo e excelente resultado estético após 11 anos.

Blatz (2002) analisou a literatura atual e os dados científicos sobre o sucesso a longo prazo de restaurações de cerâmica pura na região posterior e comparou e discutiu as alternativas de tratamento. Ele classificou as cerâmicas dentais em: cerâmicas tradicionais, cerâmicas de fundição, cerâmicas usináveis, cerâmicas injetáveis e cerâmicas infiltradas. O autor concluiu seu trabalho relatando que a seleção de certas técnicas restauradoras ou materiais, depende da indicação, extensão do defeito e das necessidades do paciente, sendo necessários mais estudos de avaliação neste sentido.

Van Noort (2002), em seu livro *Introdução aos Materiais Dentários*, aborda as cerâmicas vítreas feldspáticas reforçadas com leucita. O autor descreve as propriedades químicas e físicas do IPS Empress e do IPS Empress 2. As propriedades mecânicas das cerâmicas vitrificadas com apatita

e dissilicato de lítio são superiores a da cerâmica vitrificada com leucita, com uma resistência à flexão de 350-450 Mpa e uma resistência à fratura aproximadamente três vezes maior do que a da cerâmica vitrificada com leucita.

2.4 Adesão aos Sistemas Cerâmicos e Substratos Dentais

É impossível imaginar a Odontologia moderna sem o uso de adesivos. Desde que Buonocore (BUONOCORE, 1955), em 1955, através da técnica do condicionamento ácido do esmalte, estabeleceu as bases para a adesão à estrutura dental, a Odontologia sofreu um avanço jamais visto anteriormente. Suas idéias resultaram no desenvolvimento de adesivos dentais com a capacidade de união à estrutura dental e a materiais (BOWEN; MARJENHOFF, 1993; ALBERS, 2002). Hoje, graças à adesão e a materiais com propriedades físicas e químicas superiores, podemos fazer com que *substratos dentais, retentores intra-radiculares estéticos, núcleos de preenchimento à base de resina e sistemas cerâmicos* façam parte de um conjunto integrado adesivamente.

As cerâmicas atuais, unidas adesivamente através dos modernos cimentos resinosos, proporcionam restaurações com alta resistência à fratura. Os agentes de cimentação resinosa não apenas aumentam os níveis de adesão, como também permitem a distribuição mais regular das forças sobre a interface dente/restauração e, conseqüentemente, sobre a estrutura dental remanescente (LEINFELDER, 2000).

No passado, muitas falhas ocorridas com coroas totais cerâmicas, poderiam ter sido evitadas se o clínico tivesse à sua disposição cimentos resinosos. Porém, a única opção eram os cimentos de fosfato de zinco. Posteriormente, houve o desafio dos cimentos de óxido de zinco e eugenol e, na década de 70, dos cimentos de poliacrilato. Mais recentemente, no final da década de 90, os cimentos de fosfato de zinco foram desafiados pelos cimentos resinosos e de ionômero de vidro. Atualmente, os cimentos duais são a opção do momento, porém, muita pesquisa ainda necessita de desenvolvimento para se chegar a um cimento Ideal (RADZ; LEINFELDER; NASH, 1998).

Burke e Qualtrough (1995) descreveram uma modalidade de tratamento recém desenvolvida, as restaurações cerâmicas unidas adesivamente à dentina, e consideraram os aspectos da necessidade de uma restauração ideal. Os autores enfatizam as características ideais desta restauração: 1. Ser biologicamente inerte. 2. Ser esteticamente agradável. 3. Restaurar a resistência do dente aos seus valores originais, protegendo a estrutura dental subjacente de fraturas; ser resistente ao desgaste, sem provocar danos aos dentes antagonistas. 4. Necessitar de remoção mínima de estrutura dental. Além disso, a restauração, estando sob carga destrutiva, deveria fraturar-se e permitir sua recuperação.

Van Meerbeek, Perdigão, Lambrechts e Vanherle (1996) avaliaram, através da revisão da literatura publicada, o desempenho clínico dos adesivos com relação à rápida evolução que ocorreu nos últimos anos. Os autores concluíram que o desempenho clínico dos adesivos atuais melhorou significativamente em relação aos adesivos anteriores, permitindo que

restaurações adesivas sejam empregadas com um alto nível de previsão de sucesso clínico.

Burke, Qualtrough e Hale (1998) analisaram as bases, indicações, vantagens e desvantagens de coroas de cerâmica pura unidas adesivamente à dentina. Os autores afirmaram que os elementos essenciais desta técnica restauradora são: o material cerâmico, cuja superfície de adaptação pode ser condicionada de forma a oferecer uma superfície micromecanicamente retentiva; o agente de cimentação resinoso de dupla polimerização; o agente adesivo dentinário em que o sistema adesivo une-se à dentina e ao esmalte disponível e; o agente silano que trata a superfície interna condicionada da cerâmica para adesão. Os autores concluíram o trabalho enfatizando que as restaurações cerâmicas adesivas podem ser úteis ao dentista, pois apresentam alta estética, preparo minimamente invasivo e boa resposta gengival.

Burke, Qualtrough e Wilson (1998) avaliaram a performance clínica de coroas cerâmicas unidas adesivamente à dentina subjacente com um cimento à base de resina composta e um agente adesivo dentinário. Vinte e cinco pacientes que haviam recebido tais restaurações há mais de um ano, foram chamados para retorno e avaliação de suas coroas. Sessenta coroas totais unidas à dentina foram avaliadas. O tempo médio de permanência das restaurações foi de 2,43 anos. Cinqüenta e sete por cento das 60 restaurações estavam intactas. Foram constatadas 3 falhas resultantes de trincas nas restaurações, que não tiveram perda da adesão clinicamente. Nenhuma cárie secundária foi detectada nas margens das coroas e a forma anatômica foi avaliada como excelente para as 56 restaurações. Foi necessário o tratamento de canal em apenas um dente. A cor dos dentes foi considerada como boa em

47 coroas. Todos os 25 pacientes ficaram satisfeitos com suas restaurações. Os autores concluíram que as coroas apresentaram um baixo índice de falha e proporcionaram grande satisfação aos pacientes.

Mitchell *et al.* (1999) avaliaram a resistência à propagação de fraturas de 6 cimentos (4 cimentos convencionais de ionômero de vidro, um cimento de ionômero de vidro modificado por resina e 1 cimento à base de resina composta), de forma a determinar a possibilidade de falha quando sob carga. Os resultados indicaram que a resistência à propagação de fraturas do cimento de ionômero de vidro modificado por resina foi altamente superior aos 4 cimentos convencionais utilizados e que o cimento à base de resina foi significativamente superior a todos os demais cimentos testados. Eles enfatizaram que um cimento com alta resistência à propagação de fratura pode prevenir fraturas coesivas sob cargas mastigatórias.

Ferrari *et al.* (2000) avaliaram os valores de resistência à união de cerâmicas puras unidas adesivamente com cimento resinoso a diferentes substratos: amálgama, compômero, cimento de ionômero de vidro tradicional, resina composta micro-híbrida, duas resinas compostas para núcleos, ouro, ouro jateado, dentina e esmalte. Foi utilizado um sistema adesivo esmalte-dentina Syntac em combinação com a cerâmica IPS Empress. Após a ciclagem térmica, as amostras foram inseridas em um aparelho para teste de cisalhamento em uma máquina de testes. A análise estatística foi realizada através da análise de variância e do teste de comparação múltipla de Student-Newman-Keuls. O tipo de falha foi avaliado através de microscopia eletrônica de varredura, sendo as fraturas classificadas em adesivas, coesivas e adesivas/coesivas. As seguintes conclusões foram tiradas pelos autores: A

estrutura dental natural foi o melhor substrato para adesão com o adesivo e as cerâmicas testadas. O Dyract AP, Fuji 1X, Spectrum TPH, Photocore e Bis-Core demonstraram resistências adesivas similares. O ouro e o amálgama apresentaram os valores de adesão mais baixos e não foram adequados para adesão com os materiais testados. O jateamento do ouro produziu uma superfície mais retentiva e deveria ser empregado caso uma estrutura de ouro fosse utilizada. Os locais e tipos de falha parecem estar correlacionados com a natureza da estrutura do substrato.

Burke e Qualtrough (2000) acompanharam os dados dos casos avaliados previamente em junho de 1996, em uma avaliação retrospectiva do desempenho clínico de 60 restaurações (coroas de porcelana) unidas adesivamente à dentina. Os autores avaliaram as coroas após 2 anos adicionais de uso. Os 23 pacientes que participaram do estudo inicial foram contatados pelo correio e convidados a retornar para um exame em outubro de 1998. As restaurações de 20 pacientes que responderam à chamada de retorno foram avaliadas por dois examinadores através de critério modificados do serviço de saúde pública dos Estados Unidos. Os pacientes que retornaram apresentaram 53 restaurações (média de permanência das restaurações de 4,4 anos). No momento do exame, 48 restaurações estavam intactas. Nenhuma cárie secundária foi detectada nessas restaurações e foram registradas classificações ótimas para a saúde gengival, forma anatômica e descoloração. Os autores extrapolam estes resultados para o âmbito clínico afirmando que as coroas totais avaliadas proporcionaram uso satisfatório e um alto nível de satisfação ao pacientes no período de avaliação.

Perdigão *et al.* (2000) analisaram os avanços e as novas tendências na adesão ao esmalte e à dentina, apresentando os novos materiais de uso simplificado (auto-condicionantes) como promissores. Segundo os autores, a técnica de condicionamento ácido proporcionou uma superfície ideal para a adesão com o esmalte através do uso de ácido fosfórico a 30-40%. O padrão de condicionamento resultante é caracterizado pela formação abundante de microporosidades que permitem a penetração de monômeros dentro das porosidades para formar *tags* de resina que proporcionam retenção micromecânica. Tentativas bem sucedidas de adesão à dentina, de forma similar, foram relatadas recentemente. Porém, devido às características específicas da dentina, tal como estrutura tubular e umidade intrínseca, ainda não permitiram uma adesão ideal. Atualmente, novos sistemas simplificados têm aparecido no mercado e prometem resultados similares ou melhores aos dos sistemas anteriores. Contudo, os autores recomendam cautela e estudos adicionais para avaliar estes novos materiais.

Burke *et al.* (2002) avaliaram, através de estudos clínicos e laboratoriais publicados, os efeitos da tecnologia adesiva sobre as estruturas cerâmicas. Os estudos laboratoriais focalizaram a atenção sobre o efeito do agente de cimentação no desempenho da coroa, sendo que a degradação superficial e os efeitos de resistência com diferentes sistemas foram examinados utilizando técnicas convencionais da ciência dos materiais. Já os estudos clínicos, focalizaram a atenção sobre os índices de falha das coroas e inlays unidos convencionalmente e adesivamente. Os autores concluíram que parece existir evidência, através de estudos clínicos, que as coroas cimentadas com cimentos resinosos e com o procedimento de inserção incorporando o

estágio de adesão à dentina, apresentam índices de sobrevivência maiores. Sendo assim, recomendam, com base nas pesquisas disponíveis, o uso de cimentos resinosos para restaurações cerâmicas, em função das pesquisas provenientes de três fontes diferentes – estudos clínicos, estudos laboratoriais de fratura comparando as restaurações unidas com resinas versus outros materiais e estudos laboratoriais examinando o selamento da superfície/efeito de resistência da resina sobre a cerâmica. Os estudos *in vitro* também confirmam o aumento da resistência à fratura das coroas cimentadas com procedimentos adesivos.

2.5 Resistência à Fratura

Muitas pesquisas têm avaliado a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com diferentes materiais e técnicas. O objetivo desses autores tem sido analisar as inúmeras variáveis (pinos, núcleos, cimentos, coroas, preparos, etc.) que estão envolvidas nestes complexos sistemas e, dentro das limitações destes estudos *in vitro* e *in vivo*, relacioná-los com a realidade clínica de forma a possibilitar uma melhor orientação do tratamento odontológico.

Cheung (1991) avaliou quatro tipos de restaurações unitárias (jaqueta de porcelana, faceta total e parcial e coroas metalocerâmicas), em um hospital de Hong Kong, para constatação de falhas. Das 4658 restaurações colocadas entre 1981 e 1989, 100 restaurações de cada tipo foram selecionadas aleatoriamente por computador. A fratura das restaurações, que

afetou coroas metalocerâmicas e jaquetas de porcelana, foi a causa mais freqüente de falha neste estudo.

Scherrer e Rijk (1992) avaliaram as alterações na resistência à fratura de coroas posteriores em função de seu comprimento. Foram confeccionadas 10 coroas de cada grupo, com porcelana feldspática (Ceramco), cerâmica vítrea (Dicor) e porcelana aluminizada (In-Ceram). Três diferentes comprimentos de coroas foram testados sobre estruturas de resina acrílica. As restaurações foram fraturadas em uma máquina de testes utilizando-se uma bola de aço de 12,7mm de diâmetro. A análise estatística foi realizada através da distribuição de Weibull. A resistência à fratura aumentou significativamente com o aumento do comprimento coronal para todos os materiais.

Scherrer e Rijk (1993) avaliaram a resistência à fratura de coroas de cerâmica pura em relação ao módulo de Young do material de suporte. Foram confeccionados materiais de suporte com três diferentes módulos de elasticidade e dois diferentes comprimentos de coroa. A face oclusal foi colocada sob compressão com uma bola de aço de 12,7mm. A carga de fratura aumentou acentuadamente com o aumento do módulo elástico. O maior aumento foi constatado quando somente a face oclusal da coroa foi coberta. A carga de fratura característica das restaurações com coroas totais, foi mais do que o dobro daquela das restaurações com cobertura oclusal nas estruturas com menor módulo de elasticidade, ao passo que nas estruturas com maior módulo de elasticidade a diferença na carga de fratura característica para as duas configurações não foi significativa.

Burke e Watts (1994) avaliaram a resistência à fratura *in vitro* de coroas de porcelana Mirage, colocadas em preparos padronizados de conicidade variável, em dois grupos de 10 pré-molares superiores extraídos e cimentados de acordo com um procedimento desenhado para obtenção de adesão à dentina. Os espécimes restaurados foram submetidos a uma carga compressiva a uma velocidade de cruzeta de 1mm/min, através de uma barra cilíndrica colocada ao longo da linha média da fissura. As cargas médias de 0,77 kN (conicidade de 6°) e 0,71kN (conicidade de 8°) foram registradas para os grupos de dentes preparados, e uma carga média de 0,97 foi obtida para um grupo controle não preparado. A análise estatística indicou que não houve diferença estatisticamente significativa entre a carga de fratura do grupo com 6° de conicidade e o grupo de dentes controles não preparados.

Burke (1996) avaliou o efeito das variações no preparo na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com coroas de cerâmica pura colocadas com um cimento à base de resina, após a superfície dentinária ter sido tratada com um sistema adesivo dentinário. Quatro grupos de 10 pré-molares sadios não restaurados foram preparados. No grupo A, foram realizados preparos mínimos com conicidade de 6°, com redução oclusal de 2mm e margem em forma de faca. No grupo B, foram realizados preparos com conicidade de 6°, com redução oclusal de 3mm e ombro de 1mm. No grupo C, foram realizados preparos similares ao do grupo B, mas com 2mm de redução oclusal sobre a cúspide vestibular e preparo cervical mínimo vestibularmente. No grupo D, foram realizados preparos similares ao do grupo B, mas com redução oclusal de 2mm. Os dentes restaurados foram submetidos a uma carga compressiva. As cargas médias de 0,77kN, 0,99kN, 0,91kN e

0,78kN foram registradas para os grupos A, B, C e D, respectivamente. A análise estatística falhou em revelar alguma diferença estatística entre os grupos.

Mak, Qualtrough e Burke (1997) avaliaram a resistência à fratura de coroas unidas à dentina através de 4 materiais cerâmicos: porcelana feldspática, porcelana aluminizada, cerâmica vítrea (Dicor) e cerâmica reforçada com leucita (IPS Empress). Foram selecionados quarenta pré-molares superiores divididos aleatoriamente em 4 grupos. Os dentes foram preparados com preparos mínimos para coroa padronizados. Os dentes restaurados foram submetidos à carga compressiva. Quando o modo de fratura foi examinado, foi constatado quatro modos V (severo) de fratura no grupo do IPS Empress, ao passo que nenhum no grupo da porcelana aluminizada e um de cada nos grupos de porcelana feldspática e Dicor. A análise estatística indicou que as cargas necessárias para fraturar os espécimes de Dicor foram significativamente maiores do que aquelas necessárias para fraturar as coroas de porcelana feldspática e aluminizada, mas foram significativamente diferentes das cargas obtidas pelos espécimes de IPS Empress. Os autores extrapolam clinicamente seus resultados afirmando que a resistência à fratura pode ser melhorada através do uso de cerâmicas fundidas e reforçadas com leucita, mas esta melhoria deve ser sensata, pois há uma aparente tendência à fratura dental das coroas IPS Empress quando forças de fratura são aplicadas.

Burke (1998) avaliou *in vitro* a resistência à fratura de coroas cerâmicas unidas adesivamente à dentina, utilizando a combinação de materiais que tenham apresentado resistência à fratura superior quando utilizados individualmente. Dez pré-molares superiores foram preparados para

receberem coroas totais de forma similar a outros estudos relatados anteriormente. As coroas padronizadas foram construídas com IPS Empress e fixadas utilizando-se um sistema adesivo e cimento resinoso. Foi aplicada uma força de compressão, através de uma barra cilíndrica de 4mm de diâmetro, sobre a face oclusal dos espécimes restaurados. Uma força média de fratura de 1,67 kN foi registrada, indicando pela análise estatística, que esta foi significativamente maior do que qualquer combinação anterior utilizada de material cerâmico e sistema adesivo ou de cimentação, e maior do que o grupo de dentes sadios não restaurados. A resistência à fratura de dentes restaurados *in vitro*, através de coroas unidas adesivamente à dentina, pode ser melhorada com a combinação dos materiais descritos.

Sindel *et al.* (1999), através de um estudo *in vitro*, avaliaram vários materiais de núcleo e de cimentação em relação a seus efeitos sobre a formação de trincas em coroas de cerâmica pura. Cinquenta e seis terceiros molares recém extraídos foram preparados de acordo com um procedimento padronizado, apresentando um ombro circular de 1,5mm com todas as margens localizadas em dentina. Sessenta por cento do volume de dentina foi removido e restaurado com resina composta para núcleo ou cimentos de ionômero de vidro modificados por resina ou compômeros. Foram fabricados casquetes de IPS Empress e cimentados com diferentes materiais. Para cada grupo de material, os volumes dos núcleos e dos cimentos foram determinados. Os casquetes foram examinados quanto à presença de trincas após 1, 3, 6, 9 e 12 meses de armazenamento em solução salina a 0,9% a 37°C. Os grupos testados não revelaram maiores diferenças na percentagem dos núcleos e no volume dos cimentos. Após 12 meses, apenas o grupo com

núcleo e cimento à base de resina não demonstraram a formação de trincas. O núcleo de cimento de ionômero de vidro modificado por resina/compômero ou cimento de ionômero de vidro/compômero sempre apresentou a formação de trincas nos casquetes. Os autores concluíram que dentro dos limites do estudo, a expansão higroscópica dos materiais de cimento de ionômero de vidro modificado por resina/compômero levou à falha das coroas de cerâmica pura, quando os materiais foram usados tanto para núcleo como para cimento.

Gateau, Sabek e Dailey (1999) avaliaram a resistência mecânica de três materiais de núcleo (amálgama, resina composta e ionômero de vidro reforçado com prata) sob condições mastigatórias. Foram utilizados dentes fabricados industrialmente, perfazendo um total de 75 espécimes divididas em 3 grupos de 25 espécimes cada. Foram utilizados pinos de titânio e núcleos de amálgama, resina composta e ionômero de vidro reforçado com prata. Os dentes foram preparados para coroas totais fundidas e cimentados com cimento de ionômero de vidro. Vinte espécimes de cada grupo foram colocados em um simulador de mastigação com uma carga de 400N aplicada por 1,5 milhões de ciclos. Os 5 espécimes restantes foram utilizados como controles. Os dentes foram seccionados e observados macroscopicamente e microscopicamente no sentido de se determinar o índice de defeito de cada material. Os defeitos observados foram verificados com o teste Kruskal-Wallis. Os três materiais de núcleo foram classificados com o teste de comparação múltipla de Tukey. Foram encontradas diferenças significativas no comportamento mecânico para os 3 materiais. O amálgama foi significativamente superior à resina composta e ao ionômero de vidro. A resina composta foi significativamente superior ao ionômero. Os autores concluíram

que os núcleos fabricados com amálgama tiveram os índices de falha menores quando testados com coroas artificiais. O ionômero de vidro, quando utilizado com um material de núcleo sob uma coroa artificial, demonstrou o maior índice de falha após uma carga instantânea de 400N por 1,5 milhões de ciclos.

Kelly (1999) analisou as características dos testes tradicionais de falha sob carga, comparando-os com as características de falha clínica para restaurações cerâmicas e procurou explicar suas discrepâncias. A literatura em relação às condições intra-orais foi revisada para possibilitar um entendimento de como os teste laboratoriais podem ser reavaliados. Variáveis de fundamental importância na simulação das condições clínicas foram descritas, juntamente com as avaliações laboratoriais atuais. O autor concluiu que os testes de fratura tradicionais de coroas de cerâmica pura são inapropriados, pois não criam os mecanismos de falha observados nos espécimes clínicos recuperados. Testes com validade são necessários para elucidar o papel que sistemas de cimentação, adesão e *copings* metálicos desempenham no sucesso de próteses fixas e a tornar expressiva a comparação possível entre as novas cerâmicas e as subestruturas metálicas. A pesquisa no período de 6 anos demonstrou que sistemas que geram trincas, mimetizando a falha clínica, podem ser reproduzidos em restaurações cerâmicas sob condições apropriadas.

Cho *et al.* (1999) compararam a força compressiva e a resistência à tração diametral de 8 materiais de núcleos de várias classes e formulações (resina composta híbrida fotopolimerizável, resina composta autopolimerizável contendo titânio, amálgama, cimento de ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado por resina e poliuretano). Os materiais foram manipulados de

acordo com as instruções do fabricante. Foram calculadas a resistência diametral e compressiva média de cada material e os erros padrões associados. A resistência compressiva variou grandemente, de 61,1 MPa para o poliuretano a 250 MPa para a resina composta. A resistência à tração diametral variou de 18,3 MPa, para o cimento de ionômero de vidro, a 55,1 MPa, para a resina composta. Algumas resinas compostas tiveram resistência à compressão e à tração igual a do amálgama. Os autores concluíram que as resinas compostas híbridas foram mais fortes do que as resinas autopolimerizáveis contendo titânio. A resistência dos materiais à base de ionômero de vidro e de poliuretano foram consideravelmente menores do que a das resinas compostas e amálgama.

Bolhuis *et al.* (2001) avaliaram a resistência à fratura de três combinações de coroas e núcleos, confeccionadas com diferentes sistemas de núcleos, em dentes humanos, utilizando um método de teste padronizado. As coroas anatômicas de seis grupos de 8 pré-molares humanos cada, tratados endodonticamente, foram removidas de acordo com um modelo mestre, utilizando um aparelho de duplicação Celay. Três destes grupos receberam núcleos sem pinos (Ti-Core, Photo-Core e Ketac-Molar); os dois outros grupos receberam núcleos com pinos (um núcleo e pino fundidos e um núcleo de resina com pino de sílica) e um grupo não foi preparado com núcleo. Todos os grupos foram preparados de acordo com o modelo mestre. Este preparo finalizava em dentina axial, 2mm apical do núcleo. Assim, no sexto grupo (pré-molares sem núcleo), este preparo afetou apenas 2mm da dentina axial (férula), o que resultou numa área de retenção (2mm de dentina axial) para a coroa. Finalmente, uma coroa padronizada foi cimentada e após 24 horas, esta

foi colocada sob carga até a fratura numa máquina de testes Instron a um ângulo de 45°. Para a comparação com os procedimentos padronizados, um sétimo grupo (Photo-core sem pino) foi preparado manualmente com dimensões similares a dos grupos padronizados. Dentro dos modelos padronizados para teste, nenhuma diferença estatisticamente significativa pôde ser observada entre os 6 grupos. Apenas no grupo confeccionado manualmente com Photo-Core e núcleo fundido, a carga de fratura foi significativamente diferente. Além disso, no grupo confeccionado manualmente houve um grande desvio padrão. Levando-se em consideração que a força máxima de mordida na região de pré-molares é de 580N, esses testes demonstraram dentro das limitações desta pesquisa, que quando as amostras não apresentam nenhuma história de fadiga, um núcleo sem pino é uma alternativa a um núcleo convencional fundido. Os autores extrapolam seus resultados clinicamente, afirmando que quando uma coroa total é indicada para um pré-molar endodonticamente tratado, uma abordagem conservadora em relação à dentina axial é aconselhável. Um núcleo sem um pino e confeccionado com sistema adesivo e resina, pode ser uma alternativa viável para os núcleos fundidos convencionais, desde que um mínimo de 2mm de férula na estrutura dental seja deixado.

Martínez-González *et al.* (2001) analisaram a influência da carga de compressão contínua em diferentes tipos de pinos e núcleos e seus efeitos sobre a coroa dos dentes. Trinta caninos superiores foram preparados e divididos em 3 grupos de 10 dentes de acordo com o tipo de pino e núcleo utilizado para restauração: liga de níquel-cromo, resina acetálica e IPS Empress. Foram confeccionadas coroas metálicas fundidas e cimentadas

sobre os núcleos. Os espécimes foram avaliados com uma máquina de testes Instron com uma angulação de 45° e a uma velocidade de cruzeta de 0,5 mm/min. Após o teste, os espécimes foram seccionados ao longo do eixo e observados com um aumento de 40x. A resistência média sob carga até fratura das restaurações foi de 2,120N, 1,491N e 2,139N com a liga de níquel-cromo, IPS Empress e resina acetálica, respectivamente. Os autores concluíram que foram observadas diferenças significativas entre o metal e a porcelana e entre a resina e a porcelana. Microscopicamente, a porção apical foi afetada pela fratura e comprometeu os dentes com restaurações com níquel-cromo. Os pinos e núcleos metálicos exibiram diferentes angulações, ao passo que as restaurações cerâmicas demonstraram trincas. A resina acetálica e os pinos e núcleos fundidos não apresentaram fraturas.

Azer *et al.* (2001) avaliaram a resistência à compressão de coroas de cerâmica pura (Optimal Pressable Ceramic, OPC) suportadas por 1 a 3 diferentes materiais de núcleos e submetidas a uma carga estática ou cíclica em ar e água. Cento e trinta e cinco terceiros molares foram divididos em 3 grupos iguais e foram confeccionados núcleos de amálgama, resina composta e em dentina (controle). Os dentes foram preparados para coroas totais com ombro em 90° e margem de 1mm. O teste de compressão foi realizado com uma velocidade de cruzeta de 2mm/min. Sessenta dentes (20 de cada tipo de núcleo) foram submetidos a uma carga estática, com números iguais testados em ar e água. Os 75 dentes restantes (25 com cada tipo de núcleo) foram submetidos a uma carga cíclica em água. A resistência compressiva e à tração diametral de cilindros de OPC de 6x12mm também foi testada tanto no ar como na água. Os dados foram analisados com análise de variância e teste de

Tukey. A análise dos estresses de fratura estática das coroas OPC indicou que não houve diferença entre os materiais de núcleo. Sob condições de umidade, a carga estática em comparação com a carga cíclica, apresentou resultados significativamente diferentes para cada um dos materiais de núcleo. Uma diferença significativa foi observada entre os cilindros testados com compressão em água e ar. Os autores concluíram que dentro das limitações do trabalho, a resistência à compressão das coroas de OPC testadas em água foi significativamente diferente com carga cíclica em comparação com a carga estática. Não houve nenhuma diferença significativa entre os 3 materiais de núcleo com respeito à resistência à compressão.

Akkayan e Gülmez (2002) compararam o efeito de um pino de titânio e de três pinos estéticos na resistência à fratura, e os padrões de fratura de dentes tratados endodonticamente apresentando coroas. Foram utilizados 4 grupos de 10 caninos que foram tratados endodonticamente e tiveram suas coroas removidas. Os dentes foram restaurados com pinos de titânio, fibra de quartzo, fibra de vidro e zircônia, e numerados de grupos 1, 2, 3 e 4, respectivamente. Todos os pinos foram cimentados Rely X ARC e sistema adesivo Single Bond. Todos os dentes foram restaurados com núcleos de resina composta e foram cimentadas coroas metálicas fabricadas com cimento de ionômero de vidro. Cada espécime foi incluído em resina acrílica e colocado sob carga compressiva, em uma máquina de testes universais. A carga compressiva foi aplicada em um ângulo de 130° com o longo eixo do dente até a fratura, com uma velocidade de cruzeta de 1mm/min. Foram utilizados a análise de variância e o teste de Tukey para determinar a significância das cargas de falha entre os grupos. As cargas médias de falha foram 66,95 Kg,

91,20 Kg, 75,90 e 78,91 Kg para os grupos com pinos de titânio, fibra de quartzo, fibra de vidro e zircônia, respectivamente. Os dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo exibiram valores de resistência à fratura significativamente maiores do que os demais grupos. Os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e zircônia foram estatisticamente similares. As fraturas que permitiram reparo dos dentes foram observadas nos grupos 2 e 3, ao passo que as fraturas catastróficas, não restauráveis, foram observadas nos grupos 1 e 4. Os autores concluíram que dentro das limitações do estudo, cargas de falha significativamente maiores foram registradas para dentes tratados endodonticamente com pinos de fibra de quartzo. As fraturas que permitiram o reparo foram observadas nos dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e quartzo.

3. PROPOSIÇÃO

- Avaliar a influência de diferentes formas de núcleo de preenchimento na resistência à fratura de coroas de IPS Empress 2 em pré-molares inferiores humanos, através de um teste de compressão;
- Determinar o núcleo de preenchimento que apresentou maior e menor resistência à fratura;
- Verificar se há diferença estatística entre os espécimes dentro do mesmo grupo;
- Verificar se houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos;
- Verificar a análise estatística dos diferentes grupos em relação ao grupo controle.

4. MATERIAL E MÉTODOS

Quarenta pré-molares humanos inferiores, hígidos, unirradiculares e com apenas um canal radicular, extraídos por razão ortodôntica, provenientes de clínicas particulares, foram selecionados para esta pesquisa. Após a extração, os dentes foram limpos (FIG. 1 e 2), examinados com uma lupa de aumento de 2X e armazenados em soro fisiológico a 4°C até sua utilização. Os dentes possuíam dimensões similares e foram divididos aleatoriamente em 4 grupos de 10 espécimes cada (FIG. 3).



Figura 1 - Limpeza do dente através de taça de borracha com pedra pomes e água.



Figura 2 - Dente extraído após a limpeza.

Os grupos 1, 2 e 3 foram tratados endodonticamente, exceto o grupo 4 que não recebeu tratamento endodôntico. Em seguida, todos os grupos foram montados com resina acrílica (Vipi Flash, Dental Vipi, Pirassununga, SP) em anéis de PVC (Tigre, Joinville, SC) de 20mm de diâmetro por 25 mm de comprimento, de forma que as raízes ficassem incluídas dentro do dispositivo a uma distância de 2mm da junção amelocementária, com o longo eixo do dente

perpendicular à base do anel, simulando desta forma, o espaço biológico (FIG. 4).

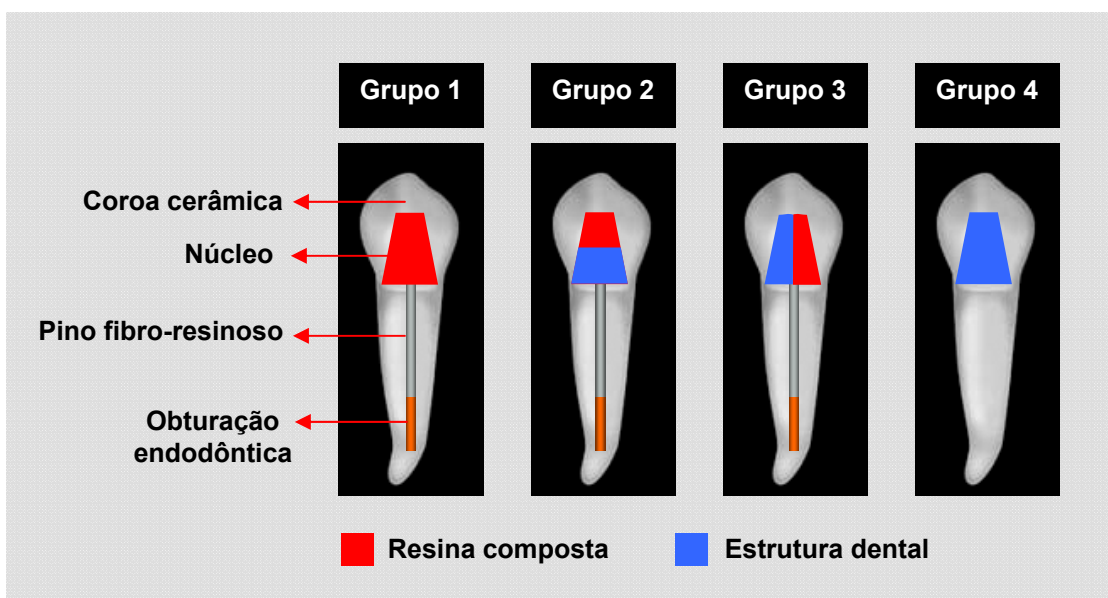


Figura 3 - Diagrama dos 4 grupos experimentais. Os grupos 1, 2 e 3 apresentaram tratamentos endodônticos, pinos fibro-resinosos, núcleos de preenchimento (diferentes formas), preparos e coroas de IPS Empress 2. O grupo 4 (controle) apresentou preparos dentais e coroas de IPS Empress 2.



Figura 4 - Dente incluído em anel de PVC com resina acrílica (Vipi Flash).



Figura 5 - Material à base de poliéter utilizado na moldagem (Impregum Soft, 3M ESPE).

Após a montagem dos dentes nos anéis, todos os grupos foram moldados com um material à base de poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE, Seefeld) (FIG. 5 e 6). Na seqüência, as coroas dos dentes do grupo 1 foram completamente cortadas e as dos grupos 2 e 3 parcialmente cortadas. As coroas do grupo 4 não foram cortadas.

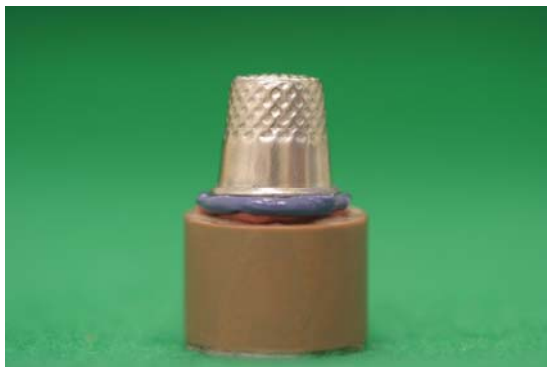


Figura 6 - Molde do dente com poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE) utilizando um dedal de metal como moldeira.



Figura 7 - Guia de poliéter cortada, posicionada sobre o dente para orientar a confecção do núcleo de preenchimento e desgaste dental.

Os moldes previamente obtidos foram cortados ao meio, no sentido vestibulo-lingual, servindo como guias na reconstrução da estrutura coronária removida para a confecção dos núcleos de preenchimento e na orientação da quantidade de desgaste no preparo dental (FIG. 7).

Os grupos experimentais foram restaurados de acordo com o seguinte protocolo:

GRUPO 1 - Dentes tratados endodonticamente, com remoção total da coroa, restaurados com pinos fibro-resinosos e núcleos de preenchimento de resina composta, apresentando preparos para coroas totais de IPS Empress 2:

O grupo 1 foi constituído de 10 dentes pré-molares inferiores, tratados endodonticamente, com remoção total da coroa, restaurados com pinos intra-radulares pré-fabricados fibro-resinosos (REFORPOST, Angelus, Londrina, PR) e núcleos de preenchimento de resina composta reforçada com fibra (LIGHT-CORE, Bisco, Inc., Schaumburg, IL), apresentando preparos para coroas de IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (FIG. 3).



Figura 8 - Medição do comprimento real do dente com uma régua milimetrada (Jon).



Figura 9 - Modelagem do canal radicular pela técnica escalonada.

O tratamento endodôntico dos pré-molares foi realizado por um único operador, nas suas próprias mãos. A abertura endodôntica foi executada com brocas esféricas No. 2 e No. 3 (Carbide, Fava, Porto Alegre, RG), em alta e baixa rotação, e com brocas de Batt No. 4 (Maillefer-Dentsply, RJ), em baixa rotação. A localização do canal foi feita com um alargador No. 15 (1ª série, Maillefer-Dentsply, RJ). Finalizada a abertura endodôntica, passou-se à exploração do canal radicular. Apenas dentes com um único canal e livre acesso apical, foram incluídos na pesquisa. Antecedendo à exploração, o comprimento real do dente (CRD) foi determinado com uma régua milimetrada (Jon, Campinas, SP) (FIG. 8). Do CRD obtido, foi subtraído 1mm, que constituiu o comprimento de trabalho para modelagem (CTM). Os canais foram modelados através da técnica escalonada, utilizando-se limas Flexofile de 1ª e 2ª séries (Maillefer-Dentsply, RJ), calibradas através de cursores de borracha (Stop de silicone, Angelus, Londrina, PR), de acordo com o CTM pré-determinado (FIG. 9). A irrigação dos canais foi realizada utilizando-se uma solução de hipoclorito de sódio a 1%. Após a modelagem, foi realizada a prova do cone principal (Tanari, Tanarimam, Manaus, AM) através de exame

radiográfico e obturação pela técnica termomecânica híbrida de Tagger (TAGGER, 1984), utilizando-se um cimento à base de óxido de zinco e eugenol (SSWhite Artigos Dentários Ltda., RJ), cone principal e cones acessórios (Tanari, Tanariman, Manaus, AM). Finalizada a obturação, a abertura endodôntica foi selada com guta-percha (Tanari, Tanariman, Manaus, AM) (FIG. 10). Uma radiografia periapical final foi realizada para avaliar a qualidade da obturação endodôntica (FIG. 11).



Figura 10 - Abertura endodôntica selada com guta-percha.

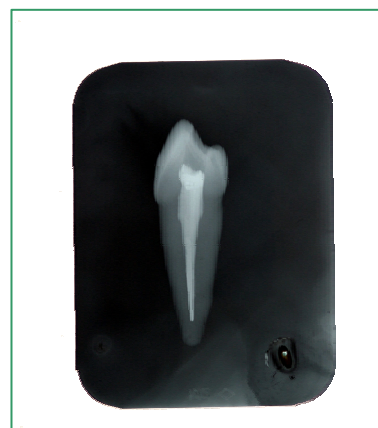


Figura 11 - Radiografia periapical para verificação da qualidade da obturação endodôntica.

Após o tratamento endodôntico, os dentes foram incluídos em anéis de PVC e moldados com poliéter (FIG. 4 e 5), conforme previamente descrito.

Na seqüência, as coroas destes dentes foram totalmente removidas transversalmente, em relação ao longo eixo dental, ao nível do limite amelocementário das faces proximais, com uma ponta diamantada N^o 4138 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo), sob refrigeração com ar e água (FIG. 12a e 12b). A cada cinco espécimes a ponta diamantada foi substituída.

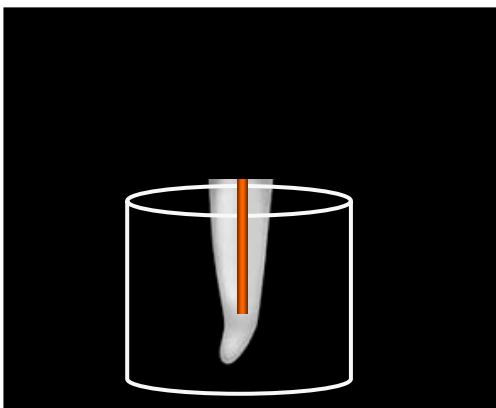


Figura 12a - Desenho esquemático da coroa dental totalmente removida transversalmente ao nível do limite amelocementário.



Figura 12b - Visão vestibular da coroa dental do grupo 1, removida transversalmente ao nível amelocementário.



Figura 13a - Sistema de pino de fibra de vidro e resina epóxi (REFORPOST, Angelus).

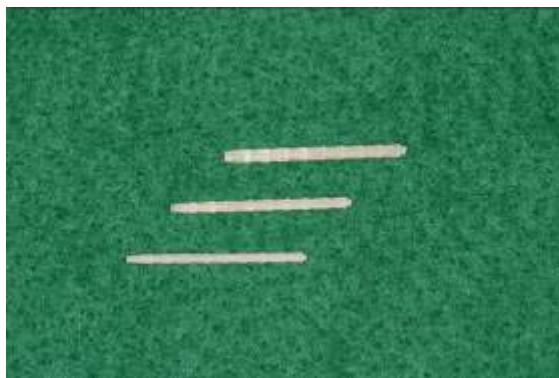


Figura 13b - Pinos fibro-resinosos (REFORPOST, Angelus) com três diâmetros diferentes.

Em seguida, os canais foram preparados para receber os pino pré-fabricados de fibra de vidro e resina epóxi (REFORPOST, Angelus, Londrina, PR) (FIG. 13a e 13b). Selecionou-se o pino de acordo com o diâmetro e profundidade do canal, utilizando-se a radiografia do dente e o gabarito do fabricante, deixando-se de 3 a 5mm de obturação no ápice dental. A remoção da obturação foi realizada com um calcador endodôntico (Maillefer-Dentsply, RJ) aquecido, de acordo com a profundidade pré-determinada. Em seguida, passou-se ao preparo mecânico do canal com uma broca de Largo

Nº3 (Brocas de Largo do sistema REFORPOST, Angelus, Londrina, PR) (FIG. 14) selecionada de acordo com o diâmetro do pino.



Figura 14 - Preparo do canal com broca de Largo (Sistema REFORPOST, Angelus).



Figura 15a - Marcação do pino com lápis para corte com disco de carborundum.



Figura 15b - Corte do pino no comprimento pré-determinado com disco de carborundum.



Figura 16 - Aplicação de ácido fosfórico a 35% (Scotchbond, 3M ESPE) por 15 segundos no interior do canal.

Após o preparo do canal, foi realizado a prova e o corte do pino no comprimento determinado de acordo com a altura do núcleo (FIG. 15a e 15b). O pino posicionado dentro do canal foi marcado com um lápis de ponta fina e cortado com um disco de carborundum (fora do canal), tomando-se o cuidado de umedecê-lo e girá-lo durante o corte. A limpeza mecânica do canal foi executada manualmente com a broca de Largo Nº3 envolvida em fibras de algodão embebidas em álcool etílico a 70%, para a total remoção de resíduos de eugenol (DILTS *et al.*,1986; ROSENTIEL; GEGAUFF, 1988), seguida de

copiosa lavagem com água. O canal foi seco com jatos de ar e cones de papel absorvente (Conne Prod. Odont., Castro Verde, SP), e condicionado com ácido fosfórico a 35% (Etchant, 3M ESPE Scotchbond Multipurpose Plus, St. Paul, MN) por 15 segundos (FIG. 16).

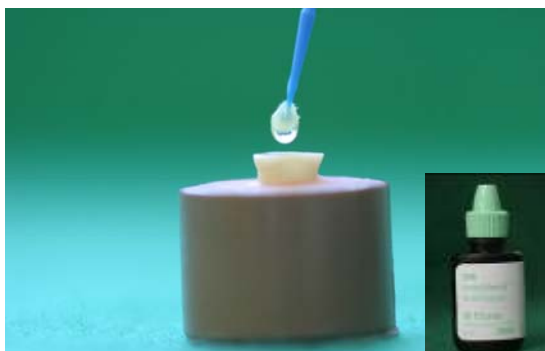


Figura 17 - Aplicação do primer (Primer, Scotchbond Multipurpose Plus, 3M ESPE) no interior do canal.

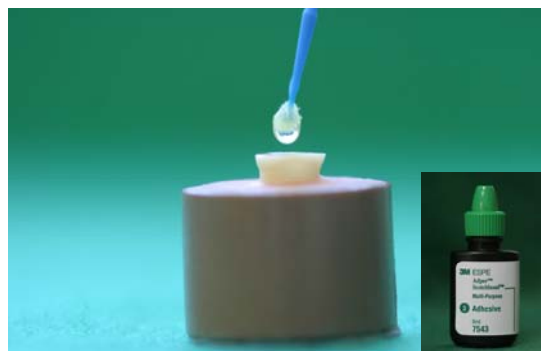


Figura 18 - Aplicação do adesivo (Adhesive, Scotchbond Multipurpose Plus, 3M ESPE) no interior do canal.

Novamente, o canal foi copiosamente lavado e seco com cones de papel absorvente. Aplicou-se o primer (Primer, 3M ESPE Scotchbond Multipurpose Plus, St. Paul, MN) (FIG. 17) com um pincel (Microbrush Corporation, Grafton, WI) e secou-se com suave jato de ar. Aplicou-se o adesivo (Adhesive, 3M ESPE Scotchbond Multipurpose Plus, St. Paul, MN) (FIG. 18) com um pincel, obteve-se uma fina camada com suave jato de ar, removeu-se o excesso com cones de papel e executou-se a fotopolimerização por 40 segundos com um aparelho Demetron (Demetron Research, Danbury, CT). Na seqüência, o pino foi limpo com álcool absoluto, seco com jatos de ar e recebeu uma camada de silano (Silano, Angelus, Londrina, PR) (ANUSAVICE, 1996) (FIG. 19). Aguardou-se a secagem do silano por 1 minuto e complementou-se a secagem com jatos de ar. Após, aplicou-se uma camada de adesivo (Adhesive, 3M ESPE Scotchbond Multipurpose Plus, St. Paul, MN) (FIG. 20), secou-se com jatos de ar e fotopolimerizou-se por 40 segundos. Realizado o preparo prévio

do pino e do canal, passou-se à técnica de cimentação do retentor intraradicular propriamente dita.

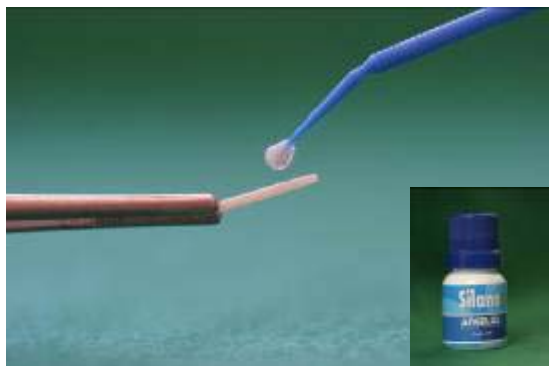


Figura 19 - Aplicação do agente silano (Silano, Angelus) sobre o pino.

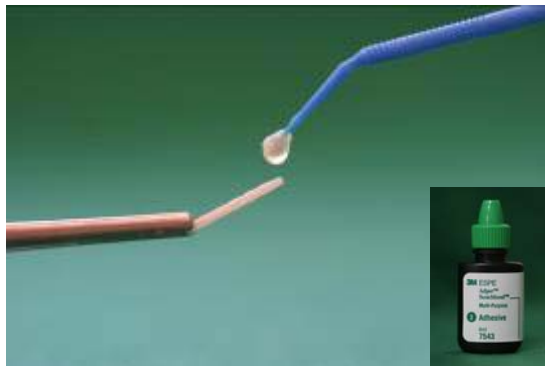


Figura 20 - Aplicação do adesivo (Adhesive, Scotchbond Multipurpose, 3M ESPE) sobre o pino.



Figura 21 - Cimento autopolimerizável HI-X (Bisco) utilizado na cimentação do pino.



Figura 22 - Inserção do cimento HI-X (Bisco) com uma lentulo no interior do canal.

Sobre um bloco de papel, foi dispensado em partes iguais pasta base e pasta catalisadora do cimento autopolimerizável HI-X (Bisco, Inc., Schaumburg, IL) (FIG. 21), misturado durante 15s com uma espátula plástica até formar uma pasta uniforme e, então, inserido dentro do canal com uma broca lentulo (Maillefer-Dentsply, RJ) (FIG. 22). Em seguida, com uma pinça clínica, foi feito o assentamento suave do pino dentro do canal e remoção do excesso de material com auxílio de uma espátula e gaze.



Figura 23 - Resina composta LIGHT-CORE (Bisco) utilizada na reconstrução da estrutura coronal remanescente para a confecção do núcleo de preenchimento.



Figura 24 - Ácido fosfórico a 35% (Etchant, 3M ESPE) utilizado para condicionar a estrutura dental remanescente.



Figura 25 - Adesivo (Single Bond, 3M ESPE) utilizado sobre a estrutura dental remanescente.



Figura 26a - Inserção da resina (LIGHT-CORE, Bisco) com a guia posicionada sobre o dente.

A seguir, passou-se à reconstrução da estrutura coronária remanescente para a confecção do núcleo de preenchimento com resina composta translúcida, fotopolimerizável, reforçada com fibra (LIGHT-CORE, Bisco, Inc., Schaumburg, IL) (FIG. 23), conforme as instruções do fabricante.

A estrutura coronária remanescente foi condicionada com ácido fosfórico a 35% (Etchant, 3M ESPE Scotchbond Multipurpose Plus, St. Paul, MN) (FIG. 24) por 15s, lavada com água e seca com bolinhas de algodão absorvente. Em seguida, aplicou-se um adesivo (Single Bond, 3M ESPE, St. Paul, MN) (FIG. 25) e fotopolimerizou-se por 40s. A reconstrução da forma

original da coroa foi executada através da aplicação de dois incrementos da resina, utilizando-se uma guia previamente fabricada (FIG. 26a e 26b).



Figura 26b - Incrementos de resina (LIGHT-CORE, Bisco) polimerizados com a guia posicionada sobre o dente.



Figura 27 - Acabamento com disco de lixa (SofLex XT Pop-on, 3M ESPE) após a remoção da guia.

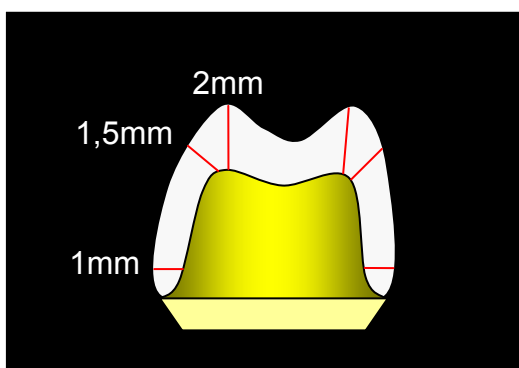


Figura 28 - Desenho esquemático destacando a forma do preparo para coroas totais de IPS EMPRESS 2 (Ivoclar-Vivadent) com as reduções em diferentes áreas.



Figura 29 - Sulco de orientação do contorno cervical realizado com ponta diamantada esférica No. 1014.

Cada incremento foi fotopolimerizado por 40s e complementado após a remoção da guia com 40s em cada face, por vestibular e lingual. Após a fotopolimerização, foram realizados os procedimentos de acabamento com uma lâmina de bisturi No. 12 (Lamedid, SP) e discos de lixa (Sof-Lex XT Pop On, 3M Dental Products, St. Paul, MN) (FIG. 27).



Figura 30 - Sulcos de orientação para redução axial realizados com uma ponta diamantada No. 4138.

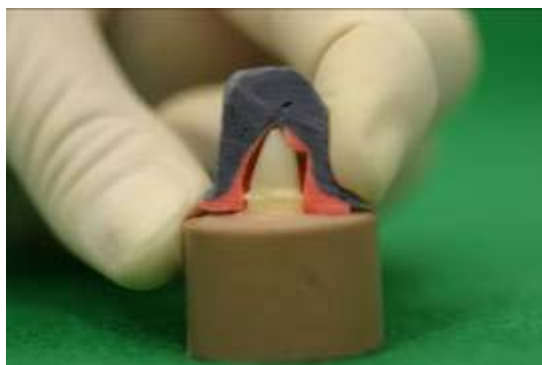


Figura 31 - União dos sulcos e determinação da redução axial com uso da guia.

Em seguida, foi realizado o preparo para receber a coroa de IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein). O preparo foi executado com uma turbina de alta rotação, sob refrigeração com ar e água, e apresentou as seguintes características, de acordo as instruções do fabricante do sistema cerâmico: redução oclusal de 2mm, redução axial de 1,5mm e término cervical em ombro arredondado com redução de 1mm (FIG. 28). A técnica da silhueta e a guia previamente fabricada auxiliaram na orientação do desgaste dental. Primeiramente, realizou-se um sulco de orientação do contorno cervical com uma ponta diamantada esférica No. 1104 (KG Sorensen, Barueri, SP), localizando a margem cervical 0,5mm aquém da junção amelocementária (FIG. 29). Na seqüência, foram executados sulcos de orientação de 1,5mm para a redução axial com uma ponta diamantada No. 4138 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo), respeitando a inclinação e anatomia das superfícies vestibular, lingual e proximais (FIG. 30). O grau de inclinação das paredes axiais foi de aproximadamente 6° a 10°. Os sulcos foram unidos, removendo-se o tecido dental entre eles, e a guia posicionada para a verificação de um desgaste axial uniforme na profundidade pré-determinada (FIG. 31). Na seqüência, foram

realizados sulcos de orientação de 2mm para redução oclusal com uma ponta diamantada No. 4138 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo) (FIG. 32). Os sulcos foram unidos e a guia posicionada sobre o dente para a verificação do desgaste na profundidade pré-determinada (FIG. 33). Através da ponta diamantada No. 4138 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo) foi estabelecido um ombro com interior arredondado de 1mm (FIG. 34). Para acabamento do preparo foram utilizadas pontas diamantadas de granulação fina e extrafina (No. 4138F, 4138FF, KG Sorensen, Barueri, São Paulo) (FIG. 35) no mesmo formato das originais utilizadas no preparo inicial e discos de lixa (Sof-Lex XT Pop On, 3M Dental Products, St. Paul, MN). O conjunto das pontas diamantadas foi substituído a cada cinco espécimes preparados.



Figura 32 - Sulcos de orientação para redução oclusal realizados com uma ponta diamantada No. 4138.



Figura 33 - União dos sulcos e determinação da redução oclusal com uso da guia.



Figura 34 - Término do preparo em ombro com interior arredondado realizado com ponta diamantada No. 4138F.



Figura 35 - Pontas diamantadas cilíndricas (normal, fina e extrafina) e esférica utilizadas no preparo.



Figura 36 - Molde do preparo com poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE) pela técnica simultânea.

Após o acabamento e polimento do preparo, os espécimes foram moldados com material à base de poliéter (Impregum Soft, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha), com auxílio de uma moldeira individual de metal (dedal), com uma técnica de moldagem simultânea, ou seja, um único passo com duas viscosidades (FIG. 36). Na seqüência, os moldes foram encaminhados ao laboratório dental para a confecção das coroas IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

GRUPO 2 - Dentes tratados endodonticamente, com remoção parcial da coroa (forma horizontal), restaurados com pinos de fibro-resinosos e núcleos de preenchimento de resina composta, apresentando preparos para coroas totais de IPS Empress 2:

O grupo 2 foi constituído de 10 dentes pré-molares inferiores, tratados endodonticamente, com remoção parcial da coroa, restaurados com pinos intra-radulares pré-fabricados fibro-resinosos (REFORPOST, Angelus, Londrina, PR) e núcleos de preenchimento de resina composta reforçada com

fibra (LIGHT-CORE, Bisco, Inc., Schaumburg, IL), apresentando preparos para coroas de IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (FIG. 3).

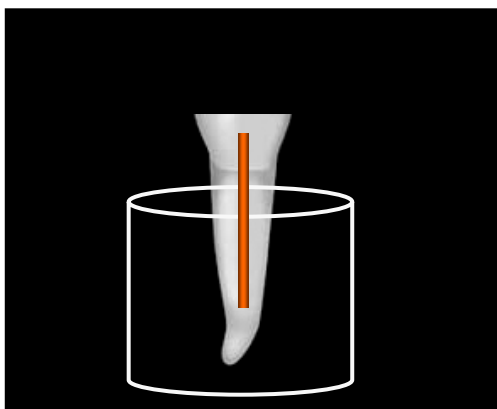


Figura 37a - Desenho esquemático da coroa dental parcialmente removida transversalmente com uma ponta diamantada.



Figura 37b - Visão vestibular da coroa dental do grupo 2 removida parcialmente.

Os dentes deste grupo foram tratados endodonticamente de forma similar ao grupo 1. Após, foram incluídos com resina acrílica em anéis de PVC e moldados com poliéster, conforme descrito anteriormente.

Na seqüência, as coroas destes dentes foram parcialmente removidas transversalmente, em relação ao longo eixo dental, acima do nível do limite amelocementário das faces proximais, com uma ponta diamantada N° 4138 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo) (FIG. 37a e 37b), de forma a remover aproximadamente 60% do total da coroa. A cada cinco espécimes a ponta diamantada foi substituída.

O objetivo deste corte transversal foi obter uma forma experimental de núcleo (denominada de forma horizontal) que após o preparo apresentasse metade da estrutura em tecido dental e metade em resina composta para núcleo de preenchimento (LIGHT-CORE, Bisco, Inc., Schaumburg, IL) no plano horizontal (FIG. 3).



Figura 38 - Reconstrução da estrutura coronal remanescente para a confecção do núcleo de preenchimento com LIGHT-CORE (Bisco).



Figura 39 - Preparo do núcleo para coroa de IPS Empress 2.

Em seguida, os canais foram preparados, segundo as instruções do fabricante (REFORPOST, Angelus, Londrina, PR), para a cimentação dos pinos pré-fabricados de fibra de vidro e resina epóxi.

A seguir, passou-se à reconstrução da estrutura coronária remanescente para a confecção do núcleo de preenchimento com resina composta translúcida, fotopolimerizável, reforçada com fibra (LIGHT-CORE, Bisco, Inc., Schaumburg, IL) (FIG. 38), conforme as instruções do fabricante.

Na seqüência, foi realizado o preparo do núcleo de preenchimento para receber a coroa de IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), (FIG. 39).

Os espécimes foram moldados com poliéter através de uma moldeira individual de metal (dedal) e os moldes encaminhados ao laboratório dental para a confecção das coroas IPS Empress 2.

Todos os passos citados anteriormente para o grupo 2, cimentação do pino, reconstrução da estrutura coronária remanescente e

preparo do núcleo de preenchimento para coroas IPS Empress 2, foram similares ao do grupo 1.

GRUPO 3- Dentes tratados endodonticamente, com remoção parcial da coroa (forma vertical), restaurados com pinos fibro-resinosos e núcleos de preenchimento de resina composta, apresentando preparos para coroas totais de IPS Empress 2:

O grupo 3 foi constituído de 10 dentes pré-molares inferiores, tratados endodonticamente, com remoção parcial da coroa, restaurados com pinos intra-radulares pré-fabricados de fibra de vidro (REFORPOST, Angelus, Londrina, PR) e núcleos de preenchimento de resina composta reforçada com fibra (LIGHT-CORE, Bisco, Inc., Schaumburg, IL), apresentando preparos para coroas de IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (FIG. 3).

Os dentes deste grupo foram tratados endodonticamente de forma similar ao grupo 1. Após, foram incluídos com resina acrílica em anéis de PVC e moldados com poliéster, conforme descrito anteriormente.

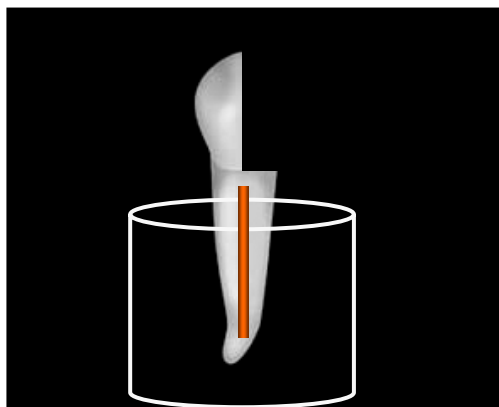


Figura 40a - Desenho esquemático da coroa dental parcialmente removida longitudinalmente com uma ponta diamantada.



Figura 40b - Visão vestibular da coroa dental do grupo 3, removida parcialmente.

Na seqüência, as coroas destes dentes foram parcialmente removidas longitudinalmente, em relação ao longo eixo dental, ao nível do limite amelocementário da face proximal, com uma ponta diamantada N° 4138 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo) (FIG. 40a e 40b), de forma a remover aproximadamente 50% do total da coroa. A cada cinco espécimes a ponta diamantada foi substituída.

O objetivo deste corte longitudinal foi obter uma forma experimental de núcleo (denominada de forma vertical) que após o preparo apresentasse metade da estrutura em tecido dental e metade em resina composta para núcleo de preenchimento (LIGHT-CORE, Bisco, Inc., Schaumburg, IL) no plano frontal (FIG. 3).

Em seguida, os canais foram preparados, segundo as instruções do fabricante (REFORPOST, Angelus, Londrina, PR), para a cimentação dos pinos pré-fabricados de fibra de vidro e resina epóxi.

A seguir, passou-se à reconstrução da estrutura coronária remanescente para a confecção do núcleo de preenchimento com resina composta translúcida, fotopolimerizável, reforçada com fibra (LIGHT-CORE, Bisco, Inc., Schaumburg, IL) (FIG. 41), conforme as instruções do fabricante.

Na seqüência, foi realizado o preparo do núcleo de preenchimento para receber a coroa de IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), (FIG. 42).

Os espécimes foram moldados com poliéter através de uma moldeira individual de metal (dedal) e os moldes encaminhados ao laboratório dental para a confecção das coroas IPS Empress 2.



Figura 41 - Reconstrução da estrutura coronal remanescente para a confecção do núcleo de preenchimento com LIGHT-CORE (Bisco).

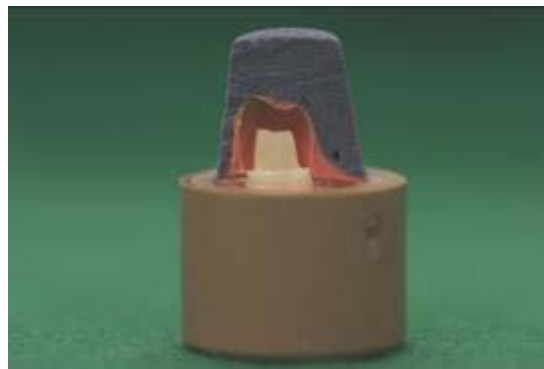


Figura 42 - Preparo do núcleo para coroa de IPS Empress 2.

Todos os passos citados anteriormente para o grupo 3, cimentação do pino, reconstrução da estrutura coronária remanescente e preparo do núcleo de preenchimento para coroas IPS Empress 2, foram similares ao do grupo 1.

GRUPO 4 – Dentes apenas com preparo para coroa total de IPS Empress

2 (controle):

O grupo 4, controle, foi constituído de 10 dentes pré-molares inferiores, sem tratamento endodôntico, apresentando preparos para coroas de IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (FIG. 3).

Os dentes deste grupo foram incluídos com resina acrílica em anéis de PVC e moldados com poliéster, conforme descrito anteriormente.

Na seqüência, foi realizado o preparo do dente para receber a coroa de IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), de forma similar ao grupo 1 (FIG. 43 e 44).



Figura 43 - Guia posicionada orientando o preparo.



Figura 44 - Preparo para coroa de IPS Empress 2.

Os espécimes foram moldados com poliéter através de uma moldeira individual de metal (dedal) e os moldes encaminhados ao laboratório dental para a confecção das coroas IPS Empress 2.

No laboratório, os moldes foram vazados com gesso pedra especial tipo IV (Fuji Rock, GC Dental, Tokyo) e as coroas foram fabricadas através do sistema de cerâmica vítrea termo-injetada IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (FIG. 45). Os modelos foram retirados do molde após 2 horas de presa do gesso, aliviados com duas camadas de espaçador (Die Spacer Gold, 13 μ m Yeti Dental, Alemanha) (FIG. 46) e encerados (Cera VKS, Yeti Dental, Alemanha) com uma espessura de 0,7mm, de acordo com as instruções do fabricante. A face oclusal foi encerada de forma a apresentar o contorno do dispositivo utilizado no teste de compressão (FIG. 47 e 48). Desta forma, evitou-se uma forma anatômica que pudesse comprometer o desenvolvimento do teste de compressão.



Figura 45 - Pastilhas cerâmicas do sistema IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent).



Figura 46 - Troquel com a aplicação do espaçador.



Figura 47 - Enceramento apresentando o contorno do dispositivo de compressão.



Figura 48 - Posicionamento do dispositivo de teste de compressão sobre a face oclusal do enceramento para demarcar o contorno.



Figura 49 - Fixação do enceramento com seu *sprue* sobre o dispositivo do sistema.

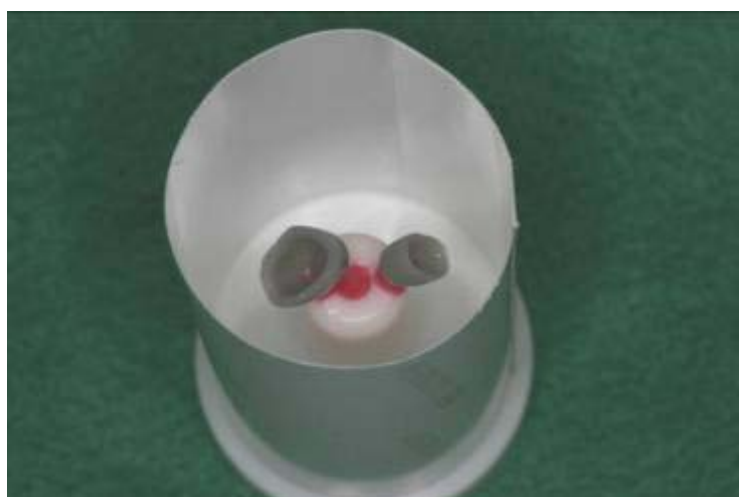


Figura 50 - Enceramento posicionado sobre o dispositivo do sistema com cilindro pronto para inclusão.

Na seqüência de fotos (FIG. 49, 50, 51 e 52), podemos acompanhar o processo de fixação, inclusão, pré-aquecimento e injeção da cerâmica nos fornos do sistema de IPS Empress 2. Após os passos de fabricação citados e acabamento da peça, esta foi cuidadosamente posicionada sobre o dente para verificar a correta adaptação (FIG. 53a e 53b). Constatada a adaptação adequada, a peça foi levada ao ultrassom, limpa com vapor e seca com ar isento de óleo. Para fins específicos desta pesquisa, não foi aplicada nenhuma técnica de estratificação ou maquiagem sobre a peça.



Figura 51 - Colocação do cilindro e haste do êmbolo no forno EDG3000 (EDG) para pré-aquecimento.



Figura 52 - Forno EP-500 (Ivoclar-Vivadent).



Figura 53a - Assentamento da peça para verificação da adaptação.



Figura 53b - Peça assentada sobre o dente.



Figura 54 - Aplicação de ácido fluorídrico (Dentsply) a 10% na superfície interna da peça.



Figura 55 - Aplicação do silano (Dentsply) na superfície interna da peça.



Figura 56 - Condicionamento ácido (Scotchbond, 3M ESPE) da estrutura coronária.



Figura 57 - Aplicação de adesivo (Single Bond, 3M ESPE) sobre a estrutura coronária.

Confeccionadas as coroas de IPS Empress 2, passou-se à fase de cimentação. Foi executado o condicionamento da superfície interna da peça com ácido fluorídrico a 10% por 20 segundos (Condicionador de Porcelanas, Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ) (FIG. 54), lavagem copiosa com água e secagem com jatos de ar. Em seguida, foi realizada a silanização com a aplicação de um agente silano (Silano, Agente de Ligação, Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ) (FIG. 55) sobre a superfície condicionada, segundo as instruções do fabricante.



Figura 58 - Fotopolimerização do adesivo (Single Bond, 3M ESPE).



Figura 59 - Espatulação do cimento dual (RelyX, 3M ESPE).

Após o tratamento da coroa cerâmica, foi realizada a limpeza do dente com pedra pomes e água, condicionamento ácido total da estrutura coronária com ácido fosfórico a 35% por 15s (3M ESPE, Scotchbond, St. Paul, MN) (FIG. 56), lavagem com água, secagem com bolinhas de algodão absorvente, aplicação de duas camadas consecutivas de adesivo (FIG. 57) (Single Bond, 3M, St. Paul, MN), secagem suave por 5s e polimerização por 40s com um aparelho Demetron (Demetron Corp., Danbury, CT) (FIG. 58) com potência de $700\text{mW}/\text{cm}^2$. Previamente aos procedimentos de fotopolimerização, a intensidade do aparelho foi verificada com um radiômetro (Gnatus, SP).

Na seqüência, dispensou-se sobre um bloco de papel quantidades iguais de pasta base e catalisador de um cimento de dupla polimerização (RelyX A3, 3M Vivadent, St. Paul, MN) (FIG. 59).; estas foram misturadas por 10s para formar uma pasta uniforme que foi aplicada no interior da peça e assentada sobre o dente com firme pressão digital (FIG. 60). Os excessos de cimento foram removidos imediatamente após o assentamento com uma espátula e as margens polimerizadas por 40s com um fotopolimerizador Demetron (FIG. 61). Após isto, cada face foi polimerizada por

40s. Após a polimerização, foi realizado o acabamento e polimento com disco de lixa (Sof-Lex XT Pop On, 3M Dental Products, St. Paul, MN) (FIG. 62).



Figura 60 - Assentamento da peça com firme pressão digital (RelyX, 3M ESPE).



Figura 61 - Fotopolimerização das margens da peça por 40s.



Figura 62 - Acabamento e polimento da peça cimentada com disco SofLex (3M ESPE).



Figura 63 - Corpo de prova fixado no dispositivo.

Após a cimentação, os corpos de prova foram armazenados em soro fisiológico à temperatura ambiente, por 24 horas, para permitir a total polimerização do cimento dual. Decorrido este período, passou-se ao teste de compressão para verificação da resistência à fratura. Os espécimes foram secos com papel absorvente, adaptados a um dispositivo de fixação (FIG. 63) e posicionados sobre a base da máquina de teste universal (Instron Universal Test 4444, EUA) (FIG. 64).

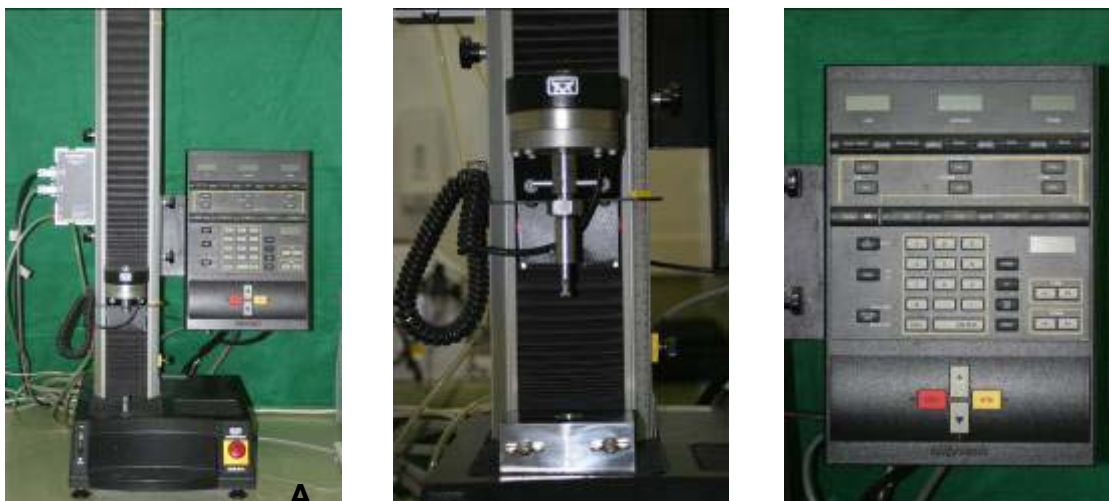


Figura 64 - Máquina de testes universais (Instron 4444). A- Visão geral da máquina de testes universais. B- Visão dos dispositivos de teste fixados na máquina. C- Painel de controle da máquina.



Figura 65 - Visão frontal da barra cilíndrica utilizada no teste de compressão.



Figura 66 - Visão de perfil da barra cilíndrica utilizada no teste de compressão.

Sobre os espécimes foi aplicada uma carga contínua a 90° com o longo eixo do dente, com um dispositivo constituído de uma haste e uma barra cilíndrica de 4mm de diâmetro (FIG. 65 e 66), a uma velocidade de cruzeta de 1mm/min até a falha (fratura). O dispositivo simulou o ângulo de oclusão para dentes posteriores (forças verticais), sendo posicionado ao longo da concavidade realizada sobre a face oclusal da peça cerâmica (correspondente ao sulco oclusal principal), no sentido méso-distal (FIG. 67 e 68). A falha foi constatada pela determinação visual da fratura (FIG. 69) ou por som audível de fratura

não visível, associado a uma queda no gráfico de força registrado na máquina de testes universais. Na seqüência, os valores da força de compressão, em Newtons (N), necessária para provocar a fratura foram registrados para cada espécime (TAB. 1).

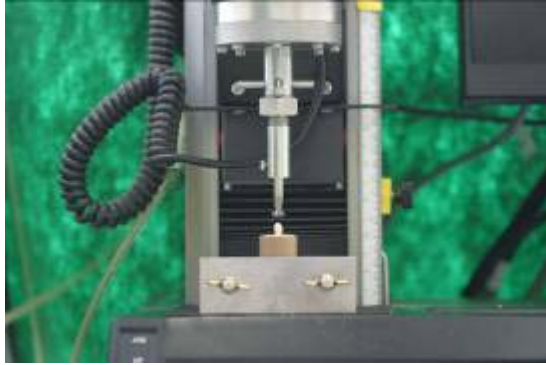


Figura 67 - Dispositivo de fixação com corpo de prova e barra cilíndrica posicionados para teste de compressão na máquina de teste universais.



Figura 68 - Visão da barra cilíndrica sobre o corpo de prova com aumento de 3x. Foto de caráter ilustrativo em que aparece uma gotícula deixada propositalmente entre a peça cerâmica e a barra.



Figura 69 - Fratura da peça cerâmica durante o teste de compressão. Note que é possível observar as linhas de fratura (trincas) e um pedaço da peça já separado do dente.

Em seguida, os resultados do teste de compressão foram analisados estatisticamente através de análise de variância (ANOVA), para determinar as diferenças entre os grupos.

O resumo dos passos laboratoriais executados na metodologia pode ser observado na Figura 70 e 71.

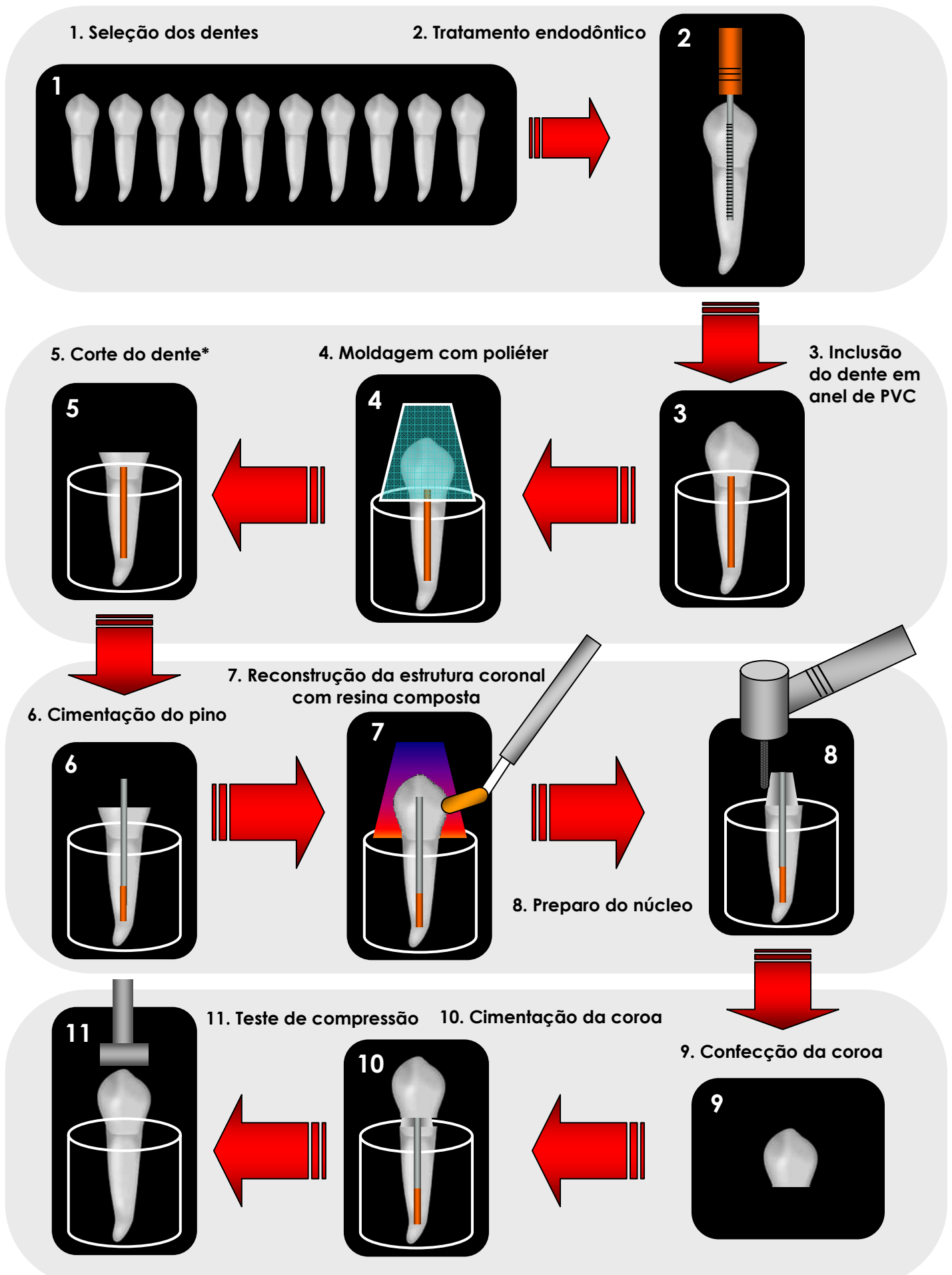


FIG. 70 - Diagrama ilustrando os passos laboratoriais realizados nos grupos 1, 2 e 3. *Nestes grupos o desenho do corte sofreu variação.

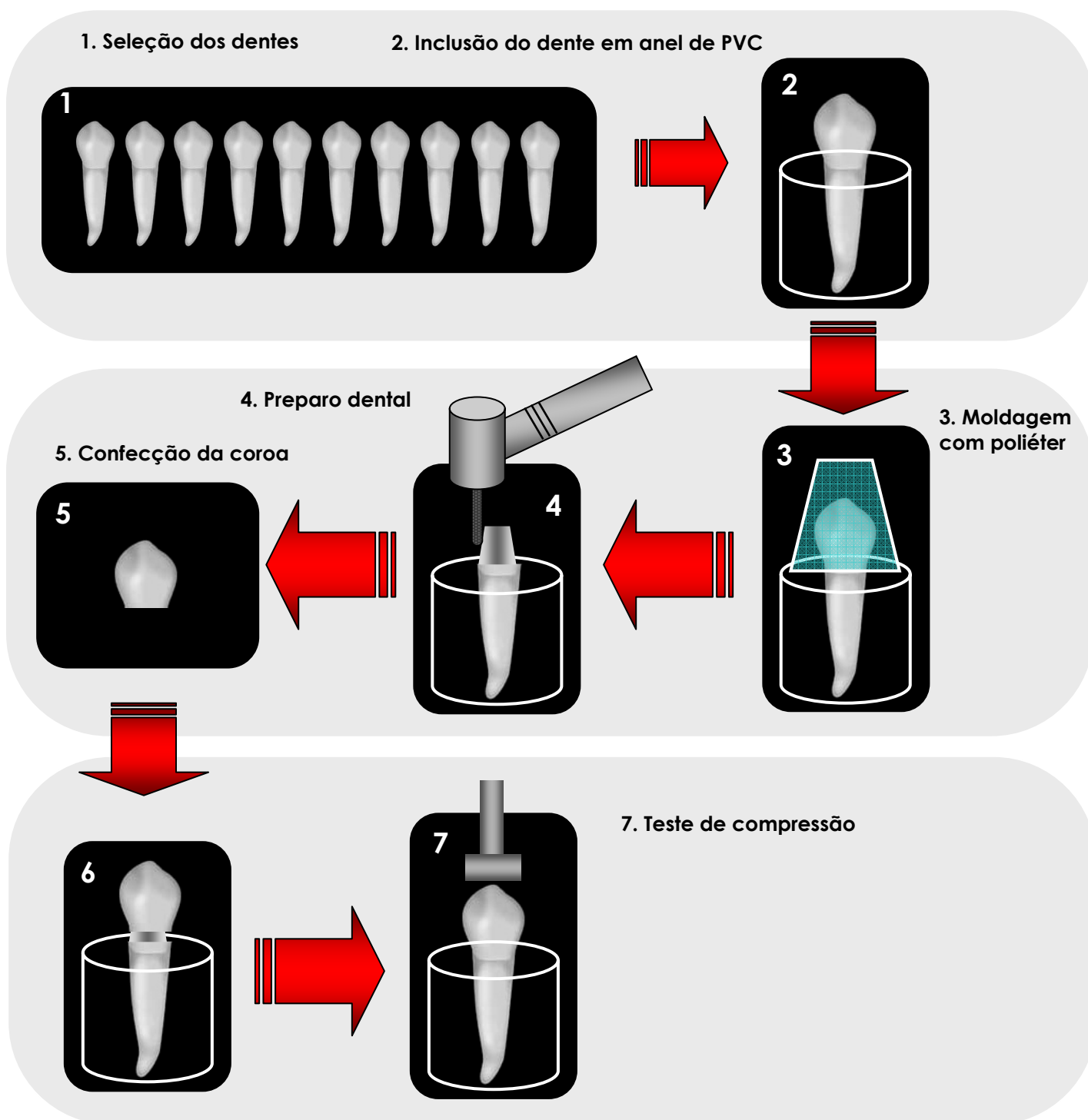


FIG. 71 - Diagrama ilustrando os passos laboratoriais realizados no grupo 4 (controle).

5. RESULTADOS

Os valores das forças em Newtons (N), dos espécimes dos 4 grupos experimentais que foram submetidos à carga de compressão até a fratura, são demonstrados na Tabela 1.

Tabela 1 - Resultados das forças de compressão em Newtons (N) nos grupos experimentais.

Número de espécimes	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4 Controle
1	1252	1289	1429	1465
2	1502	1232	1749	1489
3	1836	1199	1255	1833
4	758.7	1383	1246	1265
5	1350	1301	1210	1478
6	1305	1145	1199	1512
7	1256	1201	1236	1587
8	1327	1195	1007	1401
9	1446	1080	1078	1398
10	1675	1561	1345	1412
Média	1370,77	1258,60	1275,40	1484,00
Desvio-padrão	286,83	135,84	204,58	149,46
Coef. Variação	20,92%	10,79%	16,04%	10,07%

As forças médias necessárias para produzir as fraturas foram de 1370,7N, 1258,6N, 1275,4N e 1484N, para os grupos 1, 2, 3 e 4, respectivamente (FIG. 72). Os valores mínimos e máximos podem ser observados na Tabela 2.

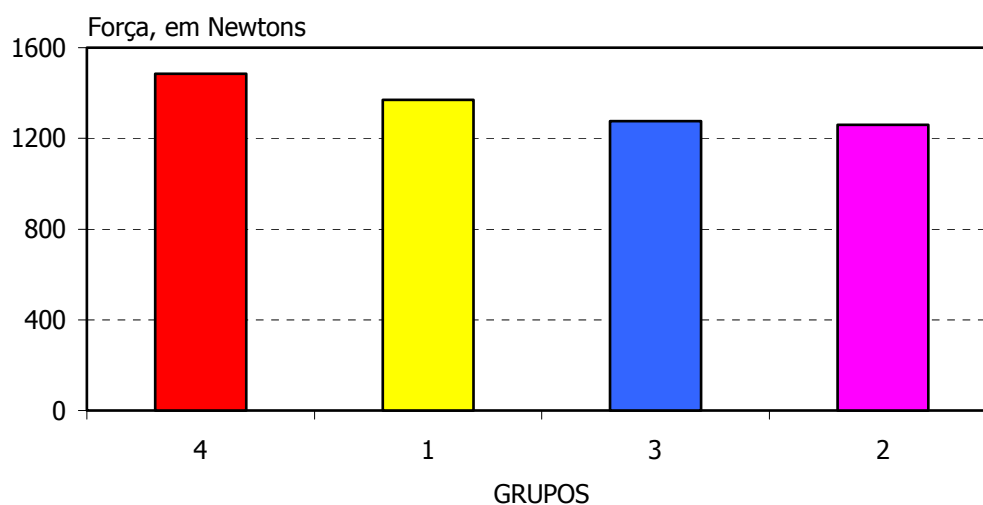


Figura 72 - Médias em Newtons (N) dos grupos estudados.

Tabela 2. Resultados das forças de compressão em Newtons (N) nos grupos experimentais, com mínimas e máximas.

Grupo	Total Amostra	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	CV ⁽¹⁾
1	10	1370,77	286,83	758,7	1836,0	20,92%
2	10	1258,60	135,84	1080,0	1561,0	10,79%
3	10	1275,40	204,58	1007,0	1749,0	16,04%
4	10	1484,00	149,46	1265,0	1833,0	10,07%

Estes resultados foram submetidos a tratamento estatístico, por meio de análise de variância (ANOVA) e são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3. Resultados da ANOVA para os 4 grupos tratados.

Fonte de Variação	Graus de Liberdade	Soma de Quadrados	Soma de Quadrados Médios	F	Valor p	Resultado
Modelo	3	322749,85	107583,28			
Erro	36	1484257,56	41229,38	2,61	0,0664	Não rejeita H_0
Total	39	1807007,41				

Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Os grupos possuem um mesmo comportamento com relação à força de resistência à fratura, em média, porém, pelo valor do nível de significância ser próximo ao valor crítico de decisão de rejeição da hipótese nula, sugere atenção ao comportamento das forças aplicadas em testes posteriores similares a este.

6. DISCUSSÃO

O propósito do presente estudo *in vitro* foi avaliar a influência de três diferentes formas de núcleo de preenchimento na resistência à fratura de coroas de IPS Empress 2, através de um teste de compressão, e compará-los com um grupo controle, com preparo apenas em dentina.

Esta pesquisa foi realizada com o máximo de padronização dos procedimentos, com o intuito de representar da melhor maneira possível uma situação clínica. Utilizou-se apenas um tipo de material, como pino, sistema adesivo, cimento, resina composta para núcleo e cerâmica, seguindo-se rigorosamente as técnicas preconizadas pelos fabricantes e variando-se somente a forma do núcleo.

Neste ensaio, não foi reproduzido o efeito amortecedor do ligamento periodontal, pois os espécimes foram incluídos em resina acrílica não resiliente. Alguns autores aplicam uma fina camada de silicone de baixa viscosidade para simular o periodonto (MARTÍNEZ-GONZÁLEZ *et al.*, 2001; AKKAYAN; GÜLMEZ, 2002). Preferiu-se não se utilizar esta medida, pois a camada interposta poderia contribuir para mascarar a resposta do material.

Este estudo utilizou três grupos de dentes tratados endodonticamente e um grupo que não recebeu tratamento endodôntico. A restauração de dentes tratados endodonticamente ainda é um dos assuntos mais polêmicos na Odontologia. Um dos fatores responsáveis por este aspecto é o fato de haver controvérsias sobre o que realmente ocorre com o dente após a remoção da polpa dental. Alguns pesquisadores afirmam que a simples remoção da polpa provoca perda significativa do conteúdo de umidade do

dente com a conseqüente diminuição da resistência à compressão e dureza, levando a uma menor resistência à fratura (HIRSCHFIELD; STERN, 1972). Por outro lado, outros estudiosos demonstram que não ocorrem alterações importantes nas características biomecânicas da estrutura dental, mesmo após a remoção da polpa dental, e que a maior susceptibilidade à fratura dental é decorrente da quantidade de tecido dental perdido antes ou durante o tratamento endodôntico (ROSS, 1980).

Um outro aspecto de fundamental importância diz respeito à necessidade de colocação de um retentor intra-radicular e à escolha do tipo de restauração. No passado, admitia-se que os pinos reforçavam a raiz de um dente endodonticamente tratado (STANDLEE; CAPUTO; HANSON, 1978; KERN; FRAUNHOFER; MUENINGHOFF, 1984; BEX *et al.*, 1992). Esta filosofia persistiu na educação odontológica por vários anos, até que pesquisas *in vitro* começaram a questionar esta hipótese (GUZY; NICHOLS, 1979; SORENSEN; MARTINOFF, 1984; HO *et al.*, 1994, MANNING *et al.*, 1995). Atualmente, sabe-se que existem duas indicações primárias para a colocação de um pino intracanal: possibilitar uma forma de retenção para o material de preenchimento ou material definitivo e reforçar a estrutura coronal remanescente (MORGANO, 1996; BARATIERI *et al.*, 2000; BOTTINO, 2001).

De acordo com Smith, Schuman e Wasson (1998), até recentemente a melhor opção para reconstruir dentes com grande perda coronária era a utilização de núcleos metálicos fundidos. Porém, as diferenças entre as propriedades destes materiais e a estrutura dentária (módulo de elasticidade), além da maior remoção de tecido dentário para sua confecção, levaram à busca de novas alternativas (BOLHUIS *et al.*, 2001). Com a evolução

da odontologia restauradora, estão à disposição novos materiais e técnicas que possibilitam recuperar dentes extensamente destruídos em uma única sessão, através de procedimentos adesivos diretos. Em função do crescente interesse por estética e da preocupação com o módulo de elasticidade dos materiais, foram desenvolvidos pinos intracanaís mais similares à estrutura dental natural e funcional. Vários tipos e marcas de pinos pré-fabricados (pinos de fibra de quartzo, fibro-resinosos e cerâmicos), estão presentes no mercado, o que torna difícil sua escolha pelo clínico em função do desconhecimento de suas propriedades. No presente estudo, foram utilizados pinos de fibra e resina epóxi. Os pinos fibro-resinosos são compostos de fibras de vidro unidirecionais em uma matriz de resina que aumenta a resistência do pino sem comprometer o módulo de elasticidade. Eles apresentam alta resolução estética, não sofrem corrosão, apresentam formato paralelo com ápice cônico e módulo de elasticidade próximo ao da dentina (BARATIERI *et al.*, 2000). Além disso, podem ser unidos quimicamente às resinas compostas e reduzem a transmissão de tensões sobre as paredes radiculares, evitando fraturas. Akkayan e Gülmez (2002) compararam o efeito de um pino de titânio e de três pinos estéticos na resistência à fratura. Os dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo exibiram valores de resistência à fratura significativamente maiores do que os demais grupos. Os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e zircônia foram estatisticamente similares. As fraturas que permitiram o reparo foram observadas nos dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e de quartzo.

Após a colocação dos retentores intra-radiculares, foi realizada a reconstrução total ou parcial da porção coronária removida, ou seja, o núcleo

de preenchimento. Dentre os materiais de núcleo de preenchimento mais utilizados atualmente, podemos citar as resinas compostas, os ionômero de vidro, os compômeros e o amálgama (CHRISTENSEN,1998; SMITH; SCHUMAN; WASSON, 1998). Neste estudo, foi utilizada uma resina composta reforçada com fibra como material de núcleo de preenchimento. As resinas têm recebido cada vez mais aceitação como material de preenchimento pela facilidade de uso e características favoráveis como resistência mecânica, união com os tecidos dentais, cor adequada e controle absoluto da polimerização pelo profissional. Todavia, as resinas compostas apresentam algumas desvantagens, entre as quais, contração de polimerização, sensibilidade técnica, microinfiltração e absorção de água (McLEAN,1998; GATEAU; SABEK; DAILEY, 1999; BARATIERI *et al.*, 2000, DINATO *et al.*, 2000). Cho *et al.* (1999) compararam a força compressiva e a resistência à tração diametral entre 8 materiais de núcleos de várias classes (resina composta híbrida fotopolimerizável, amálgama, ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado por resina e poliuretano). Algumas resinas compostas tiveram resistência à compressão e à tração igual a do amálgama. As resinas compostas híbridas foram mais fortes do que as resinas compostas autopolimerizáveis contendo titânio. A resistência dos materiais de ionômero de vidro e de poliuretano foram consideravelmente menores do que a das resinas compostas e do amálgama.

Nesta pesquisa, após a colocação do sistema de pino pré-fabricado e preparo do núcleo de preenchimento, os dentes foram restaurados com coroas cerâmicas de IPS Empress 2. O IPS Empress 2 é uma cerâmica vítrea de dissilicato de lítio, livre de metal, que apresenta resistência flexural de 350 MPa, quase três vezes maior do que o sistema anterior (120 MPa),

suficiente para a fabricação de coroas posteriores e próteses fixas de até três elementos, respeitando alguns critérios técnicos (SORENSEN; CRUZ; MITO, 1999). Após a termo-injeção da cerâmica, as peças podem ser caracterizadas esteticamente através de duas técnicas: estratificação ou maquiagem (ANUSAVICE, 1997; BLATZ, 2002). Neste estudo, as peças foram fabricadas apenas através da termo-injeção com o material de estrutura do sistema IPS Empress 2 (dissilicato de lítio), não sendo aplicadas as técnicas de caracterização, pois tais técnicas não alteram a resistência final da peça. Na técnica de estratificação, uma cerâmica vítrea sinterizada em pó, contendo fluorapatita, é aplicada sobre a cerâmica vítrea de dissilicato de lítio a uma temperatura de 800°C. Esta cerâmica de cobertura apresenta resistência flexural de 80±25 MPa, em outras palavras, inferior a da cerâmica termo-injetada (350±50 MPa). Na técnica de maquiagem, apenas corantes especiais são aplicados para maquiar a estrutura (HÖLLAND; HEINZTE, 1998). Além disso, a coroa foi confeccionada de forma a apresentar o contorno do dispositivo de teste para permitir que houvesse uma perfeita adaptação da barra cilíndrica e aplicação das cargas sobre a estrutura cerâmica.

Todos os aspectos restauradores deste estudo, desde a cimentação dos pinos, preparo dos núcleos e cimentação das coroas, foram realizados através de procedimentos adesivos. De acordo com Leinfelder (2000), as cerâmicas atuais, unidas adesivamente através dos modernos cimentos resinosos, proporcionam restaurações com alta resistência à fratura. Os agentes de cimentação resinosa não apenas aumentam os níveis de adesão, como também permitem a distribuição mais regular das forças sobre a interface dente/restauração e, conseqüentemente, sobre a estrutura dental

remanescente. Hoje, a literatura científica está repleta de artigos que comprovam que graças à adesão e a materiais com propriedades físicas e químicas superiores, é possível ter substratos dentais, retentores intraradiculares estéticos, núcleos de preenchimento à base de resina e sistemas cerâmicos unidos como parte de um conjunto integrado adesivamente (RADZ; LEINFELDER; NASH, 1998; BURKE; QUALTROUGH, 1995; VAN MEERBEEK *et al.*, 1996; BURKE; QUALTROUGH; HALE, 1998; FERRARI *et al.*, 2000; PERDIGÃO *et al.*, 2000; BURKE *et al.*, 2002).

De acordo com outros estudos com teste de compressão envolvendo dentes posteriores (SCHERRER; RIJK, 1992, SCHERRER; RIJK, 1993; BURKE; WATTS, 1994; BURKE, 1996; MAK; QUALTROUGH; BURKE, 1997; BURKE, 1998; AZER *et al.*, 2001), os espécimes foram posicionados com o longo eixo do dente perpendicular à barra cilíndrica, para assegurar a aplicação das cargas de forma semelhante as que são encontradas normalmente na cavidade bucal.

Os registro das cargas de fratura, apresentados pela máquina de testes, foram determinados pela análise visual da fratura ou por som audível de fratura não visível, associado a uma queda no gráfico de força versus tempo, quando surgia uma trinca ou ocorria falha catastrófica . Apenas dois espécimes apresentaram falhas catastróficas. Uma no grupo 1 e outra no grupo 4.

Em que pese as forças dentro da cavidade bucal serem de natureza dinâmica e cíclica, a presente investigação envolveu cargas contínuas e progressivas. Como resultado, pode haver diferença na resposta do material em termos de resistência entre este estudo e o sistema fisiológico.

Os resultados deste estudo demonstraram que os valores das forças médias, em Newtons (N), dos espécimes que foram submetidos a uma carga compressiva até a fratura, foram de 1370,7 N, 1258,6 N, 1275,4 N e 1484 N, para os grupos 1, 2, 3 e 4, respectivamente. Os maiores valores de carga de compressão foram registrados no grupo 1, 1836N (núcleo totalmente em resina composta), e no grupo 4 (controle), 1833N. Os grupos 2 e 3 apresentaram valores médios de carga compressiva muito próximos, 1258,6N e 1275,4, respectivamente. Em que pese os maiores valores de carga terem sido encontrados nos grupo 1 e 4, a análise estatística através da análise de variância, não demonstrou nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os grupos, sugerindo apenas atenção ao comportamento das forças aplicadas em testes posteriores similares.

Os testes de falha sob carga tentam simular a falha clínica para investigar as variáveis que podem influenciar no sucesso de próteses fixas. Esses testes envolvem a aplicação de forças sobre a face oclusal das restaurações utilizando diferentes angulações, velocidades e endentadores. Embora muitos investigadores tentem avaliar parâmetros, como preparo dental, núcleos de diversos tipos, agentes de cimentação, módulos de elasticidade e diferentes espessuras de materiais, é difícil estabelecer uma comparação com as várias metodologias empregadas (KELLY, 1999). Não foi encontrado na literatura nenhum trabalho que apresentasse o mesmo desenho experimental utilizado nesta pesquisa.

Martinez-González *et al.* (2001) analisaram a influência da carga de compressão contínua em diferentes tipos de pinos e núcleos (liga de níquel-cromo, resina acetálica e IPS-Empress) e seus efeitos sobre a coroa dos

dentos. Após a confecção e cimentação de coroas metálicas sobre os núcleos com cimento de fosfato de zinco, os dentes foram colocados sob carga até fratura, com uma angulação de 45°. A carga média de resistência até a fratura foi de 2120N, 1491 e 2139N, nos grupos de liga de níquel-cromo, de cerâmica IPS-Empress e de resina acetálica, respectivamente. Os autores constataram diferenças significativas entre o metal e a cerâmica e entre a resina e a cerâmica. O núcleo de IPS-Empress apresentou menor resistência do que outras restaurações estudadas, embora as falhas tenham ocorrido acima da força oclusal fisiológica.

Bolhuis *et al.* (2001) analisaram a resistência à fratura de três combinações de coroas e núcleos. Três grupos receberam núcleos sem pinos (Ti-Core, Photo-Core e Ketac-Molar); os dois outros grupos receberam núcleos com pinos (um núcleo e pino fundidos e um núcleo de resina com pino de sílica) e um grupo não foi preparado com núcleo. Após a confecção e cimentação de uma coroa metálica, os dentes foram colocados sob carga até fratura, com uma angulação de 45°. Dentro dos modelos padronizados para este teste, nenhuma diferença estatisticamente significativa pôde ser observada entre os seis grupos.

Gateau, Sabek e Dailey (1999) avaliaram a resistência mecânica de três materiais de núcleos (amálgama, resina composta e ionômero de vidro reforçado com prata). Foram utilizados 3 grupos de 25 dentes fabricados industrialmente. Após a colocação de pinos de titânio e utilização dos três materiais de núcleos, foram cimentadas coroas metálicas sobre os dentes. Os dentes foram colocados num simulador de mastigação com uma força de 400N por 1,5 milhões de ciclos. Foram constatadas diferenças significativas no

comportamento mecânico entre os três materiais de núcleos. O amálgama foi significativamente superior à resina composta e ao ionômero de vidro. A resina composta foi significativamente superior ao ionômero.

De acordo com Scherrer e Rijk (1993), a resistência à fratura das coroas de cerâmica pura pode ser influenciada pelo módulo de elasticidade do material de suporte, ou seja, pelo núcleo. Para analisarmos criticamente a rigidez de um material, é necessário que conheçamos o conceito de módulo elástico e seu valor. O módulo de elasticidade mede a rigidez de um material. Quanto maior o módulo de elasticidade mais duro e menos flexível ele é. Matérias com alto módulo de elasticidade apresentam pouca capacidade de deformação sob carga. O módulo de elasticidade do IPS Empress 2 é de 96 GPa, ao passo que o módulo de elasticidade das resinas situa-se entre 5 -15 GPa, já o módulo de elasticidade da dentina e do cimento resinoso é de aproximadamente 15 GPa e 7 GPa, respectivamente (HÖLLAND; HEINTZE, 1998; KELLY, 1999; ALBERS, 2002;). No presente estudo, foram confeccionados núcleos de preenchimento com diferentes formas, com estrutura em resina, em resina e dentina, e apenas em dentina (grupo controle). Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada para as três formas de núcleo, na resistência de coroas de IPS Empress 2. Esses achados sugerem que o módulo elástico da resina e da dentina, em suas diferentes combinações estruturais, não influenciou na resistência à fratura de coroas de IPS Empress 2. É possível que o IPS Empress 2, devido ao seu alto módulo de elasticidade em comparação com o da resina e da dentina, tenha sido incapaz de se deformar e de transmitir as forças de forma regular, sofrendo fratura no seu limite elástico.

7. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que:

1. As diferentes formas de núcleo de preenchimento não influenciaram na resistência à fratura das coroas de IPS Empress 2.
2. Os grupos 1 e 4 apresentaram os valores médios mais altos, em que pese não ter havido diferença estatisticamente significativa.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS²

ALBERS, HF. Resin bonding. In: _____ **Tooth-colored restoratives: Principles and Techniques**. 9th. London: BC Decker, 2002. cap. 8. p. 127-156.

AKKAYAN, B.; GÜLMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J. Prosthet. Dent.**, v. 87, n. 4, p. 431-437. 2002.

ANUSAVICE, K. J. Reducing the failure potential of ceramic-based restorations. Part 2: Ceramic inlays, crowns, veneers, and bridges. **General Dentistry**, p. 30-35, jan/feb. 1997.

ANUSAVICE, K. J. Restorative Resins. In: _____ **Philips' Science of Dental Materials**. Philadelphia: Saunders, 1996. cap. 12. p. 278-279.

ASSIF, D. *et al.* Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. **J. Prosthet. Dent.**, v. 69, p. 36-40, jan. 1993b.

ASSIF, D. *et al.* Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. **J. Prosthet. Dent.**, v. 61, p. 535-543, may. 1989a.

AYAD, M.F.; ROSENTIEL S. F.; SALAMA, M. Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. **J. Prosthet. Dent.**, v.77, n. 2, p. 116-121. 1997.

AZER, S.S. *et al.* Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. **J. Prosthet. Dent.**, v. 86, n. 6, p. 626-631, dec. 2001.

BARATIERI, L. N. *et al.* Abordagem restauradora de dentes tratados endodonticamente: pinos/núcleos e restaurações unitárias. In: _____ **Odontologia Restauradora: Fundamentos e Possibilidades**. São Paulo: Ed. Quintessence, 2000. cap. 16. p. 619-671.

BATTISTONE, G.; BURNETT, G. W. Studies on the composition of teeth. III. The amino acid composition of human dentinal protein. **J. Dent. Res.**, v. 35, p. 255-259. 1956.

BEX, R. T. *et al.* Effect of dentinal bonded resin post-core preparations on resistance to vertical root fracture. **J. Prosthet. Dent.**, v. 67, p. 768-772. 1992.

² Baseada na NBR 6023: 2002 da ABNT.

BLATZ, M. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. **Quintessence Int.**, v. 33, p. 415-426. 2002.

BOLHIUS, H. P. B. *et al.* Fracture strength of different core build-up designs. **Am. J. Dent.**, v. 14, n. 5, p. 286-290, oct. 2001.

BOTTINO, M. A. *et al.* Núcleos. In: _____ **Estética em Reabilitação Oral: Metal Free**. São Paulo: Artes Médicas, 2001. cap. 3. p.67-123.

BOWEN, R. L.; MARJENHOFF. Adhesion of composites to dentin and enamel. **C.D.A. Journal**, v. 21, n. 6, p. 19-22, jun. 1993.

BRITTO, L. R.; GRIMAUDO, N. J.; VERTUCCI, F. J. Coronal microleakage assessed by polymicrobial markers. **J. Contemp. Dent. Pract.**, v. 4, n. 3, p. 1-10. 2003.

BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, v. 34, n. 6, p.849-853. 1955.

BURNS, D. A. *et al.* Stress distribution surrounding endodontic posts. **J. Prosthet. Dent.**, v. 64, p. 412-418. 1990.

BURKE, F. J. T. *et al.* Are adhesive Technologies needed to support ceramics? An assesment of the current evidence. **J. Adhes. Dent.**, v. 4, n. 1, p. 7-22. 2002

BURKE, F. J. T.; QUALTROUGH, J. E.; HALE R. W. Dentin-bonded all-ceramic crowns: Current status. **J.A.D.A.**, v. 129, p. 455-460, jun. 1998.

BURKE, F. J. T.; QUALTROUGH, A. J. E. The dentine-bonded ceramic crown: na ideal restoration? **British Dent. J.**, v. 179, p. 58-63, jul. 1995.

BURKE, F. J. T.; WATTS, D. C. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. **Quintessence Int.**, v. 25, n. 5, p. 335-340. 1994.

BURKE, F. J. T. Maximising the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns. **Journal of Dentistry**, v. 27, p. 169-173. 1999.

BURKE, F. J. T. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: The effect of increased tooth preparatio. **Quintessence Int.**, v. 27, n.2, p. 115-121. 1996.

CHEUNG, G. S. A preliminary investigation into the longevity and causes of failure of single unit extracoronal restorations. **J. Dent.**, v. 19, n. 3, p. 160-163. 1991.

CHALIFOUX, P. R. Esthetic restoration of endodontically treated teeth: Factors that affect prognosis. **J. ESTHET. DENT.**, v. 10, n. 2, p. 75- 83, 1998.

CHO *et al.* Diametral and compressive strength of dental core materials. **J. Prosthet Dent.**, v. 82, n. 3, p. 272-276, sep. 1999.

CHRISTENSEN, G. J. Posts and cores: state of the art. **J.A.D.A.**, v. 129, p.96-97, jan. 1998.

DILTS, W. E. *et al.* Effect of zinc oxide-eugenol on shear bond strengths of selected core/cement combinations. **J. Prosthet. Dent.**, V. 55, N. 2, P. 206-208, feb. 1986.

DINATO, J. C. *et al.* Restauração de dentes tratados endodonticamente com pinos pré-fabricados. In:_____ **Atualização na clínica odontológica: cursos antagônicos**. São Paulo: Artes Médicas, cap. 14. p. 409-441. 2000.

DONG, J. K. *et al.* Heat-pressed ceramics: Technology and strength. **Int. J. Prosthodont**, v. 5, p. 9-16. 1992.

EDELHOFF, D.; SPIEKERMANN, H.; YILDIRIM, M. Estructuras de puentes y coronas de cerámica inyectada de alta resistencia. **Quintessenz**, v. 50, n. 2, p. 177-189. 1999.

FRADEANI, M.; AQUILANO, A. Clinical experience with Empress crowns. **Int. J. Prosthodont.**, v.10, n.3, p.241-247, 1997.

FRADEANI, M.; REDEMAGNI, M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. **Quintessence Int.**, v. 33, n. 7, p. 503-510. 2002.

FRADEANI, M.; BARDUCCI, G. Versatility of IPS Empress restorations. Part I: crowns. **J. Esthet. Dent.**, v.8, n.3, p.127-34, 1996.

FRENO, L. T. C. Guidelines for using posts in the restoration of endodontically treated teeth. **General Dentistry**, oct., p. 474- 482. 1999.

GATEAU, P.; SABEK, M.; DAILEY, B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. **J. Prosthet. Dent.**, v. 82, n. 3, p. 341-347, sep. 1999.

GELMALMAZ, S.; ERGIN, S. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, v. 87, n. 2, p. 189-196, feb. 2002.

GOULET, M. K. Use of the Empress all-ceramic restoration system. **Cosmetic Dentistry**, v. 4, p. 64-68. 1997.

GUTMANN, J. The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 67, p. 458-467. 1992.

GUZY, G. E. ; NICHOLS, J. I. In vitro comparasion of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. **J. Prosthet. Dent.**, v. 42, p. 39-42. 1979.

HELFER, A. R.; MELNICK, S.; SCHILDER, H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. **Oral Surg. Oral Méd. Oral Pathol.**, v. 34, p. 661-670. 1972.

HEYDECKE, G.; PETERS, M. C. The restoration of endodontically treated teeth with casto r direct posts and cores: A systematic review. **J. Prosthet. Dent.**, v. 87, n. 4, p. 380-386, apr. 2002.

HIRSCHFIELD, Z.; STERN, N. Post and core: the biomechanical aspect. **Aust. Dent. J.**, v. 17, p. 467-468.

HO, M. *et al.* Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.**, v. 72, p. 367-372. 1994.

HÖLLAND, W; HEINTZE, S. IPS Empress 2: All-ceramic bridges and more. **Ivoclar-Vivadent Report**, n. 12, dec. 1998.

HUNTER, A.J.; FLOOD, A. M. The restoration of endodontically treated teeth. **Oral Health**, v. 79, n.12, p. 17-21. 1989a.

HUNTER, A. J.; FLOOD, A. M. The restoration of endodontically treated teeth. Part 3. Cores. **Aust. Dent. J.**, v. 34, n. 2, p. 115-121, apr. 1989b.

JOHNSON, J. K.; SCHWARTZ, N. L.; BLACKWELL, R. T. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. **J.A.D.A.**, v. 93, p. 597-605. 1976.

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

KELLY, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. **J. Prosthet. Dent.**, v. 81, n. 6, p. 652-661, jun. 1999.

KERN, S. B. ; FRAUNHOFER, J. A. ; MUENINGHOFF, L. A. An in vitro comparison of two dowel and core techniques for endodontically treated molars. **J. Prosthet Dent**, april, v. 51, n. 4, p. 509-514, april. 1984.

LEHNER, C.; STUDER; BRODBECK, U.; SCHÄRER, P. Short-term results of IPS-Empress full porcelain crowns. **J. Prothodont.**, v. 6, n. 1, p. 20-30, 1997.

LEINFELDER, K. F. Porcelain esthetics for the 21st century. **J.A.D.A.**, v. 131, p. 47-51, jun. 2000.

LIBMAN, W. J.; NICHOLLS, J. I. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. **Int. J. Prosthodont.**, v.8, n. 2, p. 155-161, mar-apr. 1995.

LOWENSTEIN, N. R.; RATHKAMP, R. A study on the pressureceptive sensibility of the tooth. **J. Dent. Res.**, v. 34, p. 287-294. 1955.

MAGNE, P; BELSER, U. Compreensão da estrutura dental intacta e do princípio de biomimética. In:_____ **Restaurações Adesivas de Porcelana na dentição anterior: uma abordagem biomimética**. São Paulo: Ed. Quintessence, 2003. cap. 1, p.23-55.

MAK, M.; A. J. E. QUALTROUGH; BURKE, F. J. T. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentins-bonded crowns. **Quintessence Int.**, v. 28, n. 3, p. 197-203. 1997.

MANNING, K. E. *et al.* Factors to consider for predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth. Part I: Basic theoretical concepts. **J. Rest. Dent.**, v. 61, n. 8, p.685-694. 1995.

MARSHAK, B.L.; HELFT H.; FILO R. Factors mitigating against the use of dowels in endodontically treated teeth. **Quintessence Int.**, v. 6, n.19, p. 417-421,jun.1988.

MACKERT, J. R.; RUSSEL, C. R. Leucite crystallization during processing of a heat-pressed dental ceramic. **Int. J. Prosthodont.**, v. 9, n.3, p. 261-265. 1996.

MARTÉNEZ-GONZÁLEZ, A. *et al.* Response of three types of cast posts and cores to static loading. **Quintessence Int.**, v. 32, n. 7, p. 552-560. 2001.

McLEAN, A. Predictably restoring endodontically treated teeth. **J. Can. Dent. Assoc.**, v. 64, n.11, p.782-787. 1998.

MITCHELL, C. A.; DOUGLAS W. H.; CHENG Y-S. Fracture toughness of conventional, resin-modified glass-ionomer and composite luting cements. **Dent. Mater.**, v. 15, p. 7-13. 1999.

PERDIGÃO, J. *et al.* New trends in dentin/enamel adhesion. **Am. J. Dent.**, v. 13, p. 25-30, nov. 2000.

RADZ, G.; LEINFELDER, K. F., NASH, R. W. Clinical applications of composite resin luting agents. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, v. 19, p.1168-1175, nov. 1997.

REEH, E. S.; MESSER, H. H.; DOUGLAS, W.H. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J. Endod.**, v. 15, p. 512-516. 1989a.

REEH, E. S.; MESSER, H. H.; DOUGLAS, W.H. Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. **J. Dent. Res.**, v. 68, n. 11, p. 1540-1544. 1989b.

ROSENBLUM, M.; SCHULMAN. A review of all-ceramic restorations. **J.A.D.A.**, v. 128, n. 3, p. 297-307. 1997.

ROSENTIEL, S. F.; GEGAUFF, A. G. Effect of provisional cementing agents on provisional resins. **J. Prosthet. Dent.**, v. 59, p. 29-33. 1988.

ROSS, I. F. Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. **J. Endod.**, v. 6, p. 560-565. 1980.

SEDGLEY, C. M.; MESSER, H. H. Are endodontically treated teeth more brittle? **J. Endod.**, v.18, n.7, p.332-335, jul. 1992.

SCHERRER, S. S.; RIJK, W. G. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. **J. Prosthet.**, v. 6. n. 5, p. 462-467. 1993.

SCHERRER, S. S.; RIJK, W. G. The effect of crown length on the fracture resistance of posterior porcelain and glass-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, v. 5. n. 6, p. 550-557. 1992.

SINDEL, J. *et al.* Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. **Journal of Dentistry**, v. 27, p. 175-181, jan. 1998.

SJÖGREN, G. *et al.* Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: A retrospective study. **Int. J. Prosthodont.**, v. 12, n. 2, p. 122-128, 1999.

SMITH, C. T.; SCHUMAN, N. J.; WASSON, W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: A guide for the restorative dentist. **Quintessence Int.**, v. 29, n. 5, p. 305-312. 1998.

SOKOL, D. J. Effective use of current core and post concepts. **J. Prosthet. Dent.**, v. 52, p. 23-244. 1984.

SORENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T. Endodontically treated teeth as abutments. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 53, n. 5, p. 631-636, may. 1985.

SORENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: A study of endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 51, n. 6, p. 780-784, jun. 1984a.

SORENSEN, J. A.; MITO, W. T. Rationale and clinical technique for esthetic restoration of endodontically treated teeth with the CosmoPost and IPS EmpressPost system. **Q.D.T.**, p.81-90. 1998.

SORENSEN, A. J.; CRUZ, M.; MITO, W. T. Resultados de la investigación de um sistema restaurador de disilicato de litio: IPS Empress 2. **Signature International**, v. 4, n.1, p. 4-10. 1999.

SORENSEN, J. A.; ENGELMAN, M. J. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 64, p. 419-424. 1990a.

SORENSEN, J. A. ; ENGELMAN, M. J. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 63, p. 529-536. 1990b.

SORENSEN *et al.* IPS Empress crown system: Three-year clinical trial results. **CDA Journal**, v. 26, n.2, p. 130-136, feb. 1998.

STANDLEE, J. P.; CAPUTO A. A.; HANSON, E. C. Retention of endodontic dowels: Effect of cement, dowel length, diameter, and design. **J. Prosthet. Dent.**, v. 39, n. 4, p 401-405, april. 1978.

SUMMIT, J. B.; ROBBINS, J. W.; SCHWARTZ, R. S. Restoration of endodontically treated teeth. In:_____ **Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach**. 2nd ed. Illinois: Quintessence books, 2001. cap. 21, p. 546-566.

SWANSON, K.; MADISON, S. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part I: Time periods. **J. Endod.**, v. 13, n. 2, p. 56-59. 1987.

TOUATI, B.; MIARA, P.; NATHANSON D. Cerâmicas dentais e procedimentos laboratoriais. In:_____ **Odontologia Estética e Restaurações Cerâmicas**. São Paulo: Ed. Santos, 2000, cap. 12, p. 293-313.

UCTASLI, S.; WILSON, H. J.; UNTERBRINK G.; ZAIMOGLU, A. The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. **J. Oral Rehabilitation**, v.23, p. 257-261. 1996.

VAN MEERBEEK, B. *et al.* The clinical performance of adhesives. **J. Dent.**, v. 26, n. 1, p. 1-20, 1996.

VAN NOORT, R. Dental ceramics. In_____ **Introduction to dental materials**. 2nd ed. London: Mosby, 2002. cap. 3.4, p. 178-192.

ANEXOS



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
FONE/FAX (48) 3319531
e-mail:cpgo@ccs.ufsc.br

Nome do(a) participante: _____

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

As informações contidas neste documento foram fornecidas por Saulo Fortkamp, sob orientação do Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri e do Prof. Dr. Luiz Clóvis Cardoso Vieira, com o objetivo de firmar por escrito que o voluntário da pesquisa autoriza sua participação, com pleno consentimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1) Título da pesquisa

“Influência do núcleo de preenchimento na resistência à compressão de coroas IPS-Empress – um estudo *in vitro*”.

2) Objetivos

Avaliar, *in vitro*, a influência do núcleo de preenchimento na resistência à compressão de coroas IPS-Empress.

3) Justificativa

Após o tratamento endodôntico, todos os dentes necessitam de algum tipo de abordagem restauradora para restabelecer a forma, função e estética da estrutura dental.

Dependendo da extensão de perda de estrutura dental, a restauração poderá se restringir à cavidade de acesso endodôntico (em dentes intactos ou relativamente íntegros) ou necessitar de núcleos metálicos fundidos ou pinos pré-fabricados com *núcleos de preenchimento* (em dentes com destruição extensa). Neste caso, os *núcleos de preenchimento* poderão ser confeccionados com amálgama, cimento de ionômero de vidro, compômero ou resina composta.

Após os passos de preparo e desgaste do canal radicular, colocação do pino pré-fabricado e confecção do *núcleo de preenchimento*, é necessário uma cobertura total para o restabelecimento funcional e estético definitivo da estrutura dental. Entre os vários materiais que podem ser utilizados para este fim, as *coroas IPS-Empress* vêm se destacando por serem materiais altamente estéticos e capazes de recuperar a forma e função das estruturas dentais.

Em função do estabelecido, o presente trabalho quer determinar qual o desenho de *núcleo de preenchimento* é capaz de proporcionar maior resistência às forças de compressão que agem sobre *coroas de IPS-Empress*.

4) Procedimentos da pesquisa

Este estudo será realizado com a doação de 40 pré-molares inferiores humanos hígidos, extraídos devido à indicação ortodôntica, que serão limpos e armazenados em solução fisiológica, sob refrigeração a -5°C , até sua utilização.

5) Risco

Este estudo não apresenta nenhum tipo de risco a seus participantes, uma vez que os dentes doados serão utilizados em pesquisa laboratorial.

6) Benefícios do estudo

Através deste estudo poderemos determinar desenhos de núcleos de preenchimento mais resistentes às forças de compressão que atuam sobre coroas de IPS-Empress, aumentando a longevidade destas restaurações.

7) Informações

No presente estudo, todos os participantes terão plena garantia de informação sobre os procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos que dizem respeito à pesquisa.

8) Retirada de consentimento

O voluntário apresenta plena liberdade de recusar ou retirar seu consentimento a qualquer momento, deixando, desta forma, de participar do estudo sem qualquer tipo de punição por este ato.

9) Sigilo

Ao participante é garantido total sigilo e privacidade de sua identidade.

10) Telefone para contato com o pesquisador

Saulo Fortkamp

Fone: (048) 228-2262/912-34-745

11) Aspecto legal

O presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido foi elaborado segundo as diretrizes e normas que regulamentam as pesquisas envolvendo seres humanos, atendendo, desta forma, às resoluções 196/96 e 251/97 do Conselho Nacional de Saúde, através da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa.

12) Consentimento pós-informação

Eu, _____, RG: _____, certifico que tendo lido as informações descritas anteriormente, e integralmente esclarecido pelo aluno Saulo Fortkamp do Curso de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, e pelo Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri, estou plenamente de acordo com a realização deste estudo, autorizando, desta forma, minha participação.

Florianópolis, __/__/__

Assinatura do participante

1ª Via: Instituição / 2ª Via: Participante



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS

Parecer Consubstanciado

Projeto nº: 180/2003

Título do Projeto: INFLUÊNCIA DO NÚCLEO DE PREENCHIMENTO NA RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO DE COROAS IPS-EMPRESS – UM ESTUDO *IN VITRO*

Pesquisador Responsável: Prof. Luiz Narciso Baratieri. Professor titular do Departamento de Estomatologia/UFSC.

Instituição onde será realizado o estudo: Departamento de Estomatologia/UFSC

Data de apresentação ao CEPESH: 05/09/03

Objetivo Geral:

-Avaliar, *in vitro*, a resistência de coroas IPS-Empress.

Objetivos Específicos:

- Analisar a influência de diferentes núcleos de preenchimento na resistência à compressão de coroas IPS-Empress em pré-molares humanos extraídos;
- Determinar o núcleo de preenchimento que apresentou maior e menor resistências compressivas;
- Verificar se há diferença estatística entre os grupos;
- Verificar se há diferença estatística entre os espécimes dentro do mesmo grupo;
- Fazer a análise estatística dos diferentes grupos em relação ao grupo controle;
- Observar o tipo de fratura.

Sumário do Projeto:

Trata-se de uma dissertação de mestrado. Pesquisa de natureza aplicada, abordagem quantitativa e qualitativa, com o objetivo explicativo a partir de procedimentos técnicos experimentais. Este estudo será realizado com a doação de 40 pré-molares inferiores humanos hígidos, extraído devido à indicação ortodôntica por maiores de 18 anos, após prévia autorização. Os dentes serão divididos aleatoriamente em 4 grupos, com 10 espécimes cada grupo, com a finalidade de determinar qual o desenho de núcleo de preenchimento é capaz de proporcionar maior resistência às forças de compressão que agem sobre coroas de IPS-Empress, um dos vários materiais utilizados como cobertura para o restabelecimento funcional e estético definitivo da estrutura dental.

Comentários frente à Resolução CNS 196/96 e complementares: O projeto está bem fundamentado, o tema tem relevância social, o pesquisador tem vasta experiência e apresenta diversas contribuições em sua área. O orçamento está descrito com detalhes. O Termo de Consentimento Esclarecido é claro e detalhado. Cabe sugerir que seja revisto o



enquadramento do projeto como estudo qualitativo, como constava no resumo entregue ao cepsh, em nenhum momento da leitura dos métodos a serem empregados foi-nos possível inferir tal delineamento de pesquisa.

Parecer do CEPESH:

- aprovado.
- reprovado
- com pendência (detalhes pendência)*
- retirado
- aprovado e encaminhado ao CONEP

Justificativa:

Informamos que o parecer dos relatores foi aprovado por unanimidade, em reunião deste Comitê na data de

Florianópolis, 29 de setembro de 2003.

Vera Lucia Bosco
Coordenadora CEPESH