

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

**INFLUÊNCIA DO PROCESSO DE CIMENTAÇÃO NA RESISTÊNCIA À
COMPRESSÃO DE INFRA-ESTRUTURAS CERÂMICAS DOS
SISTEMAS IPS EMPRESS 2[®] E PROCERA[®]**

***INFLUENCE OF CEMENTATION PROCESS ON THE
COMPRESSION STRENGTH OF IPS EMPRESS 2[®] AND
PROCERA[®] CERAMIC CORES***

JULIANA DE SOUZA SILVA

**Belo Horizonte
2006**

JULIANA DE SOUZA SILVA

**INFLUÊNCIA DO PROCESSO DE CIMENTAÇÃO NA RESISTÊNCIA À
COMPRESSÃO DE INFRA-ESTRUTURAS CERÂMICAS DOS
SISTEMAS IPS EMPRESS 2[®] E PROCERA[®]**

***INFLUENCE OF CEMENTATION PROCESS ON THE
COMPRESSION STRENGTH OF IPS EMPRESS 2[®] AND
PROCERA[®] CERAMIC CORES***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Dentística

Orientador: Prof. Dr. Luiz Thadeu de Abreu Poletto

Belo Horizonte
Faculdade de Odontologia da UFMG
2006

DEDICATÓRIA

*Ao meu pai, João Alves, que me ensinou que o estudo sempre será o meu aliado, e
que somente ser “bom” não é o bastante, é preciso sempre buscar mais.
À minha mãe, Adail, por me proporcionar a existência, pela boa educação e por
compreender os meus anseios.
A Deus, pela realização deste sonho e por sua bondade infinita!*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Luiz Thadeu de Abreu Poletto, pela amizade e profissionalismo; pela rigidez, e ao mesmo tempo carinho; por compartilhar comigo seus conhecimentos e por me proporcionar tanto amadurecimento profissional.

Muito obrigada!!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Carlos**, pelo amparo, compreensão e incentivo constantes. Obrigada por fazer parte da minha vida e principalmente pelo cuidado e amor que ultrapassaram tantos anos.

À **Jeanine**, minha querida irmã, pelos conselhos, apoio e confiança.

Aos meus queridos: **Victória, Nicolás, Giovanna, Júlia e Mariana**, por me contagiarem com tanta alegria existente em almas tão puras.

Ao **Fernando**, meu querido companheiro de mestrado, pelo ombro amigo e por ter me estendido a mão para trilharmos juntos este caminho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a diversas pessoas que me ajudaram durante esta caminhada, seja com uma orientação, um sorriso, um afago, um estímulo ou qualquer outra forma de auxílio, obrigada!!!

Ao Prof. Dr. Lincoln Dias Lanza, por me contagiar com o seu amor à odontologia, obrigada pela amizade, orientação e principalmente pela confiança que atribuiu a mim durante o tempo que estive com você na clínica.

Ao Prof. Dr. Rodrigo de Castro Albuquerque, pelo empenho ao meu aprimoramento, pelas orientações na clínica e pelo incentivo ao meu ingresso no mestrado.

Ao Prof. Dr. Marcos Lanza, pela delicadeza e simpatia com que sempre me tratou, que estimulam e incentivam.

Aos professores do curso de Mestrado, pela competência e pelas válidas experiências obtidas durante o curso.

Aos meus queridos irmãos Giovani, Janaina e Giorge, pela companhia e por me ensinarem a compartilhar.

Às minhas queridas amigas Fernanda, Patrícia, Raquel e Rogéli por me ajudarem em momentos difíceis e por sempre terem uma palavra de incentivo para que eu sempre seguisse em frente.

Às minhas queridas Letícia e Ana Cecília, indispensáveis para mim no início do curso, por me proporcionarem leveza e segurança. Obrigada pelo companheirismo e amizade sincera.

Ao Herbert, pelo agradável convívio e amizade.

Aos funcionários do CDTN, Dr. Wagner Reis, Prof. Jefferson Vilela, Nirlando Rocha e Emil dos Reis, pela imensa colaboração na realização do meu experimento. Nunca me esquecerei da ajuda e dos laços de amizade que criamos durante este tempo.

À Gyó, pela competência, afeto e amizade. Por tantos sorrisos que me proporcionou durante estes vinte e quatro meses.

À D. Virgínia, Míriam e Bê, pelo apoio, dedicação e por serem a minha segunda família.

À minha cunhada Rosemeire, pelo interesse no meu curso e no meu trabalho. Pela meiguice e por toda ajuda que me prestou.

À Luciane, Márcio e Luciana, pela amizade, compreensão e por acreditarem no meu trabalho.

À Lúcia Viegas, por se colocar à disposição para a confecção das infra-estruturas do sistema IPS Empress 2[®], o que muito contribuiu para o meu trabalho;

À Ilma Domingues e Maria Helena Mendes Moura, que intermediaram a confecção das infra-estruturas do sistema Procera[®] AllCeram, sempre dispostas a ajudar;

Às minhas amigas do Colégio Tiradentes e de infância: Regina, Sandra, Taty, Elaine, Roberta e Marina. Sei que estive ausente durante este tempo, mas sempre levo a amizade de vocês comigo.

Às minhas queridas amigas de faculdade: Érika, Grazy, Gizele, Fê e Nabila. A distância não diminuirá o carinho que nos aproxima.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	
LISTA DE FIGURAS	
LISTA DE TABELAS	
RESUMO	
ABSTRACT	
1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	20
3 OBJETIVOS.....	52
4 MATERIAL E MÉTODOS	53
4.1 Preparo do modelo dental	53
4.2 Confeção do troquel metálico/confeção de moldeira individual.....	54
4.3 Moldagem do troquel metálico/confeção dos modelos de trabalho.....	58
4.4 Divisão em grupos/confeção das infra-estruturas cerâmicas.....	60
4.5 Avaliação da desadaptação marginal	66
4.6 Ensaio de compressão.....	71
4.7 Análise estatística.....	73
5 RESULTADOS.....	74
6 DISCUSSÃO.....	84
7 CONCLUSÕES.....	103
REFERÊNCIAS	105
APÊNDICES	109

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD/CAM	<i>Computer-aided design/manufacturing technology</i>
CR	Cimento resinoso
CDTN	Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear
C	Cimento
CV	Coeficiente de variação
DM	Desadaptação marginal
DP	Desvio padrão
FIG.	Figura
FOUFMG	Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais
FZ	Fosfato de zinco
g	Grama
Gpa	Gigapascal
GL	Graus de liberdade
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
Kg	Quilogramas
Kg/mm²	Quilograma por milímetro quadrado
Kg/cm²	Quilograma por centímetro quadrado
KN	QuiloNewton
Kgf	Quilograma-força
mm	Milímetro

MPa	Megapascal
ml	Mililitro
mm/min	Milímetro por minuto
n	Número
N	Newton
nm	Nanômetro
p	Probabilidade de significância
pH	Percentual de hidrogênio
QM	Quadrado médio
SAEG	Sistema de análises estatísticas
S	Sistema cerâmico
T	Troquel
USPHS	<i>United States Public Health System</i>
μm	Micrômetro

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	(A) Visão coronário/radicular do pré-molar preparado; (B) Visão mais aproximada do preparo coronário.....	54
FIGURA 2	Visão coronário/radicular do troquel metálico; (B) Visão mais aproximada.....	55
FIGURA 3	(A) Tubo de PVC; (B) Lubrificação da placa de vidro com vaselina; (C) Tubo de PVC posicionado sobre a placa de vidro; (D) Visão lateral do troquel metálico posicionado na base; (E) Visão superior da base onde o troquel metálico foi posicionado.....	56
FIGURA 4	(A) Lâmina de cera posicionada sobre o troquel metálico. Observe o guia na base do troquel metálico para encaixe da moldeira; (B) Camada de cera recortada sobre o troquel metálico; (C) Casquete de resina acrílica posicionado sobre o troquel metálico; (D) Reembasamento do casquete utilizando Duralay [®] ; (E) Visão do casquete após reembasamento. Notar a cópia da borda do preparo. As setas apontam as 3 linhas bem definidas; (F) Casquete posicionado previamente ao preenchimento do recipiente plástico com resina acrílica; (G) Visão da moldeira individual pronta. Notar os sulcos para escoamento do material de moldagem; (H e I) Visão lateral e superior da moldeira individual posicionada na base acrílica.	57
FIGURA 5	(A) Pastas Base e Catalisadora Impregum [®] ; (B) Adesivo Impregum [®] ; (C) Adesivo aplicado na moldeira individual; (D) Moldagem realizada. Observe a cópia dos detalhes e ausência de bolhas; (E e F) Vista lateral e superior do modelo de trabalho.....	59

- FIGURA 6** (A) Troquel de gesso devidamente posicionado em uma base para início do escaneamento; (B) *Scanner* do sistema Procera®; (C) Escaneamento do troquel de gesso; (D) Imagem do troquel escaneado; (E) Avaliação da existência de retenções acima do término do preparo; (F) Início da delimitação da borda cavitária, identificada pelos pontos vermelhos; (G) Delimitação final da borda cavitária; (H) Imagem da futura infra-estrutura Procera®..... 61
- FIGURA 7** A, B, C e D representam as visões vestibular, palatina, distal e mesial, respectivamente, da infra-estrutura Procera®. (E) Visão interna da infra-estrutura. Notar a ausência de imperfeições..... 62
- FIGURA 8** (A e B) Visão lateral e superior do troquel de gesso após aplicação do espaçador; (C) Refinamento das bordas de cera; (D) Realização do vedamento marginal; (E) Enceramento concluído; (F) Avaliação da espessura do enceramento utilizando-se um espectímetro..... 63
- FIGURA 9** (A) Base formadora de cadinho de sistema IPS Empress 2 com padrões posicionados para inclusão; (B) Anel de revestimento levado ao forno a 850° para volatilização dos padrões de cera. A direita pode-se notar êmbolo cerâmico sendo aquecido; (C) Forno EP500 – Ivoclar Vivadent; (D) Após volatilização da cera, aplicação da pastilha no interior do anel de revestimento; (E) Colocação do êmbolo previamente à prensagem da cerâmica; (F) Anel de revestimento, carregado com pastilha e êmbolo, introduzido no forno EP500; (G) Anel de revestimento após a prensagem da cerâmica. Observe a introdução do êmbolo no anel, mostrando que a cerâmica foi levada aos locais que anteriormente eram ocupados pelos padrões de cera; (H) Infra-estruturas parcialmente removidas do anel de revestimento; (I) Infra-estruturas após a remoção do anel de revestimento e ainda unidas aos condutos de alimentação..... 65

FIGURA 10	A, B, C e D representam as visões vestibular, palatina, mesial e distal, respectivamente, da infra-estrutura IPS Empress 2 [®] adaptada ao troquel de gesso; (E) Visão interna da infra-estrutura. Observe a ausência de imperfeições.....	66
FIGURA 11	Microscópio comparador Mitutoyo.....	67
FIGURA 12	Troquel metálico posicionado no centro da base de metal contendo 27mm de diâmetro externo e 11mm de diâmetro interno.....	67
FIGURA 13	(A) Cimento resinoso C&B [®] (Bisco); (B) Proporcionamento da pasta base e catalisadora em uma placa de vidro; (C) Manipulação do cimento; (D) Aplicação do cimento no interior da infra estrutura.....	69
FIGURA 14	(A) Agente cimentante fosfato de zinco, SS white [®] ; (B) Proporcionamento do pó/líquido na placa de vidro; (C) Manipulação do cimento fosfato de zinco; (D) Formação de um fio, mostrando a consistência ideal do cimento; (E) Aplicação do cimento no interior da infra-estrutura.....	70
FIGURA 15	(A) Carga sendo aplicada sobre o espécime através de uma prensa vertical; (B) Visão mais aproximada.....	71
FIGURA 16	(A) Máquina de Ensaio Universal Instron; (B) Espécime devidamente posicionado para a realização do ensaio mecânico; (C) Esfera de aço posicionada no centro da superfície oclusal do espécime para início da aplicação da carga.....	72
FIGURA 17	(A) Espécime 20 (IPS Empress 2 [®] + cimento resinoso) fraturado após aplicação da carga compressiva; (B) Visão superior do espécime 20 fraturado.....	74

FIGURA 18	(A e B) Visão superior e palatina do Espécime 29 (IPS Empress 2 [®] + cimento resinoso) fraturado após aplicação da carga compressiva; (C) Visão lateral após remoção de um dos fragmentos do espécime; (D) Fragmentos do espécime 29. Observe que grande parte do cimento permaneceu aderida à cerâmica.....	75
FIGURA 19	(A e B) Visão superior e lateral do espécime 13 (IPS Empress 2 [®] + fosfato de zinco) fraturado após aplicação da carga compressiva. Observe que grande parte do cimento permaneceu aderida ao troquel metálico; (C) Fragmentos do espécime 13.....	75
FIGURA 20	(A e B) Visão superior e lateral do espécime 8 (Procera [®] + cimento resinoso) fraturado após aplicação da carga compressiva. Notar a espessura da camada de cimento; (C e D) Fragmentos do espécime 19; (E) Camada de cimento. Observe que toda a camada de cimento se despreendeu da cerâmica.....	76
FIGURA 21	(A e B) Visão superior e lateral do espécime 8 (Procera [®] + fosfato de zinco) fraturado após aplicação da carga compressiva. (C) Visão palatina de espécime 8 fraturado. Observe a espessura da camada de cimento; (D e E) Fragmentos do espécime 8. Notar que toda a camada de cimento se despreendeu da cerâmica.....	77

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	Teste de <i>Lilliefors</i> para verificar normalidade dos dados nas variáveis resistência à fratura e desadaptação marginal.....	78
TABELA 2	Testes de <i>Bartlett</i> para verificar homogeneidade de variâncias nas variáveis resistência à fratura e desadaptação marginal.....	79
TABELA 3	Análise de variância da resistência à fratura entre os grupos de cimentos e sistemas cerâmicos.....	80
TABELA 4	Médias e desvios padrão da resistência à fratura em newtons (N) entre os grupos de cimentos e sistemas cerâmicos.....	81
TABELA 5	Análise de variância da desadaptação marginal ao troquel de gesso entre os grupos de sistemas cerâmicos.....	82
TABELA 6	Médias e desvios padrão da desadaptação marginal em micrômetros (μm) ao troquel de gesso entre os grupos de sistemas cerâmicos	82
TABELA 7	Análise de variância da desadaptação marginal ao troquel metálico entre os grupos de sistemas cerâmicos.....	83
TABELA 8	Médias e desvios padrão da desadaptação marginal em micrômetros (μm) ao troquel metálico entre os sistemas Procera [®] e IPS Empress 2 [®]	83
TABELA 9	Análise de variância da desadaptação marginal entre os sistemas Procera [®] e IPS Empress 2 [®]	84
TABELA 10	Médias e desvios padrão da desadaptação marginal em micrômetros (μm) entre os sistemas Procera [®] e IPS Empress 2 [®] .	85

RESUMO

Este estudo objetivou avaliar a influência de dois agentes cimentantes na resistência à compressão de infra-estruturas cerâmicas. Foram confeccionados vinte troquéis de gesso a partir de um troquel metálico preparado para coroa total. Os troquéis foram divididos em dois grupos para confecção das infra-estruturas do sistema Procera® AllCeram (Nobel Biocare) e sistema IPS Empress 2® (Ivoclar Vivadent), fabricadas em laboratórios comerciais. Cada grupo foi dividido em dois subgrupos, variando-se os cimentos fosfato de zinco (SS White®) e cimento resinoso (C&B Bisco®). Previamente à cimentação, a desadaptação marginal foi medida em um microscópio comparador com aumento de quinze vezes. Após a colocação do cimento, foi aplicada uma pressão de 10 Kgf/cm² sobre os espécimes por 10 minutos e em seguida estes foram armazenados em soro fisiológico por 24 horas. O teste de compressão foi realizado em uma máquina de ensaio universal Instron®, através de uma carga aplicada axialmente na superfície oclusal de cada espécime até a fratura. Os dados foram submetidos à análise de Variância ($p \leq 0,05$) e teste de Tukey para comparação entre grupos. Não houve diferença significativa entre os dois cimentos para o grupo Procera®. O grupo IPS Empress 2® apresentou-se mais resistente quando fixado com cimento resinoso em relação ao cimento fosfato de zinco.

Palavras chave: Coroas cerâmicas, resistência à compressão.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the influence of two luting agents on the ceramic cores compressive strength. Twenty gypsum dies were made from a steel one prepared for a total crown. The dies were divided into two groups for the confection of the cores of the Procera and IPS Empress 2. Each group was then divided into two sub-groups, alternating the zinc phosphate (SS White[®]) and resin cements (C&B Bisco[®]). The marginal gap was measured in a microscope (15x). After the cementation, the center of the occlusal surface on each specimens was axially loaded to fracture in a universal testing machine, and the maximum load was recorded. The data was submitted to the analysis of Variance and the *Tukey* test ($p < 0,05$). There was not a significant difference between both cements for the Procera. The Empress 2 was more resistant when fixed with resin cement in relation to the zinc phosphate cement.

Key words: All-ceramic crowns, compressive strength.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para um melhor entendimento acerca do tema abordado, será realizado um breve relato sobre os sistemas cerâmicos utilizados neste estudo.

O sistema Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare) foi desenvolvido em 1993, sendo considerado um grande passo no desenvolvimento de coroas cerâmicas mais resistentes. Inicialmente, as coroas eram compostas por infra-estruturas de titânio (OTTLE et al. 2000) e hoje consistem em uma infra-estrutura de óxido de alumínio (99,9%) densamente sinterizado, sobre a qual a porcelana de cobertura é aplicada (ODMAN et al. 2001). O processo é realizado por meio da tecnologia CAD/CAM (*Computer-aided design/manufacturing technology*), sendo o modelo de trabalho digitalizado por um *scanner* e as informações transmitidas eletronicamente para a fabricação das infra-estruturas (MAY et al. 1998, OTTLE et al. 2000). O processo laboratorial inclui a confecção de um modelo aumentado do troquel original. Sobre este modelo, o pó de óxido de alumínio é compactado sob altas pressões, sendo então sinterizado até que se atinja a densidade máxima. Esse processo compensa a contração de 15 a 20% da alumina durante o processo de sinterização (ODMAN et al. 2001).

O sistema IPS Empress 2[®] (Ivoclar - Vivadent) consiste em um vidro ceramizado, sendo uma evolução do sistema IPS Empress[®] (Ivoclar - Vivadent). Os dois sistemas se diferem em relação à composição química e estrutura cristalina. O elevado volume de cristais de dissilicato de lítio presentes no IPS Empress 2[®]

uniformemente unidos à matriz vítrea, forma uma estrutura entrelaçada que bloqueia a propagação de trincas, elevando a resistência do material (GARONE NETO & BURGER, 1998). O IPS Empress 2[®] emprega pastilhas sinterizadas pré-fabricadas minimizando a ocorrência de defeitos na estrutura cerâmica, conferindo maior resistência mecânica e dureza comparativamente a outros sistemas. Para que estas restaurações sejam confeccionadas, é necessário que sejam esculpidas em cera e incluídas em revestimento refratário específico. Um forno especial (EP500, Ivoclar) é utilizado para o aquecimento e fusão da pastilha cerâmica e injeção no interior do anel refratário, permitindo assim a confecção de restaurações extremamente precisas (HILGERT et al. 2001).

Philip & Brukl (1984) compararam a resistência à compressão de coroas cerâmicas. Foram confeccionados trinta troquéis de policarbonato preparados com 2,5° de convergência oclusal, 7mm de altura e término em ombro com ângulos internos arredondados. Trinta coroas cerâmicas foram fabricadas, sendo dez do tipo convencional, dez confeccionadas pela técnica de lâmina de platina e o restante contendo óxido de alumínio em sua estrutura (Cerestone[®]). A padronização da espessura das coroas foi realizada a partir de uma máquina de escultura. Todas as coroas cerâmicas foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco (Flek's[®] - Keystone), sendo assentadas inicialmente com firme pressão dos dedos e posteriormente submetidas à pressão constante com carga de 5kgf por dez minutos. Os espécimes foram armazenados em água a temperatura ambiente por 48 horas e então submetidos ao teste de compressão em uma máquina de teste universal Instron. Uma esfera de metal de 4mm foi centralizada na superfície oclusal das coroas e a carga foi

aplicada com uma velocidade de 1mm/min até a fratura. Os resultados mostraram que as coroas cerâmicas Cerestone[®] e convencionais não apresentaram valores de resistência estatisticamente diferentes entre si. Ambas as coroas cerâmicas foram significativamente mais resistentes que as coroas confeccionadas pela técnica da lâmina de platina.

Com o objetivo de avaliar diferentes metodologias utilizadas em trabalhos relacionados à resistência à fratura de restaurações indiretas, Scherrer & Rijk (1993) avaliaram a resistência de coroas cerâmicas (Ceramco[®] - Johnson & Johnson) cimentadas em troquéis com diferentes módulos de elasticidade. Também foi avaliado se diferentes extensões de coroas podem influenciar na resistência à fratura de coroas cerâmicas. O grupo 1 foi composto por troquéis de resina composta com módulo de elasticidade de 14GPa, o grupo 2 foi composto por troquéis de resina composta de 9,4GPa e o grupo 3 foi composto por troquéis de resina acrílica com módulo de elasticidade de 3,0GPa. Cada grupo foi dividido em dois subgrupos que variaram dois tipos de extensões de coroas: coroas totais e coroas parciais envolvendo apenas a superfície oclusal preparada. Os troquéis foram fabricados a partir de modelos mestres e a cimentação foi realizada com cimento resinoso dual (Core cement[®], Dentsply – 6,44GPa) para todos os grupos. Os espécimes foram armazenados em uma sala a temperatura ambiente por 24 horas e resistência à fratura foi determinada através de uma máquina de teste Universal Instron, sendo a carga aplicada em três pontos da superfície oclusal das coroas a uma velocidade de 0,5mm/min até a fratura. Os resultados mostraram que, independentemente da extensão da coroa, o valor de resistência à fratura foi significativamente maior para coroas cimentadas em troquéis

com maior módulo de elasticidade (14 GPa), seguido pelas coroas cimentadas em troquéis com módulo de elasticidade de 9GPa e 3GPa, respectivamente. Comparando as coroas totais e parciais quando cimentadas em troquéis com menor módulo de elasticidade, as primeiras apresentaram a resistência duas vezes maior que as segundas. Quando os dois tipos de coroas foram cimentados em um troquel com maior módulo de elasticidade, não houve diferença estatisticamente significativa entre elas. Os autores concluíram que a resistência à fratura de coroas totalmente cerâmicas depende do módulo de elasticidade do substrato onde estão sendo fixadas. Tal resistência não é significativamente afetada pela extensão da coroa quando o material do troquel tem maior módulo de elasticidade (14GPa), mas sim quando este tem um módulo de elasticidade menor que 9GPa.

Yoshinari & Dérand (1994) avaliaram a resistência à compressão de coroas cerâmicas submetidas ou não à ciclagem mecânica. Preparos para coroas totais foram realizados a partir de dentes bovinos, apresentando 10° de convergência oclusal, término em ombro com espessura de 1mm e redução oclusal de 2mm. Quatro grupos de coroas totais cerâmicas foram utilizados no estudo: sistema Vitadur® (Vita), IPS Empress® (Ivoclar - Vivadent), Dicor® (Dentsply) e In-Ceram® convencional (Vita). O grupo Vitadur® (Vita) utilizou três tipos de cimentos diferentes, sendo eles: fosfato de zinco (De Trey®), ionômero de vidro (Ketac Cem® – Espe) e cimento resinoso (Variolink® – Vivadent; Scotchbond multi purpose® – 3M). Os outros grupos utilizaram somente fosfato de zinco (De Trey®) para cimentação. Após a cimentação, todos os espécimes foram armazenados em água destilada por 24 horas. Metade do grupo de coroas Vitadur® foi submetida diretamente ao ensaio de compressão, enquanto que a

outra metade e os outros grupos testados passaram por uma ciclagem mecânica antes de submetidos ao ensaio mecânico. Em ambos os testes, os espécimes foram posicionados com uma inclinação de 10°. A ciclagem mecânica foi realizada em ambiente úmido e consistiu-se em 10.000 ciclos de carga entre 30 e 300N. Para o ensaio estático de compressão, uma esfera de 4,8mm de diâmetro foi posicionada entre a periferia e o centro dos espécimes e a carga foi aplicada a uma velocidade de 0,25mm por minuto até a fratura. Os resultados mostraram que a resistência de coroas Vitadur® decresceu significativamente depois de submetidas à ciclagem mecânica. O valor médio de resistência à fratura destas coroas quando cimentadas com fosfato de zinco, sem passarem por ciclagem mecânica, foi de 1022N e quando passaram por ciclagem mecânica foi de 770N. As mesmas coroas, quando cimentadas com ionômero de vidro e cimento resinoso, apresentaram valores de resistência significativamente maiores que quando cimentadas com fosfato de zinco. Não houve diferença estatisticamente significante entre a resistência das coroas IPS Empress® (891N), Vitadur® (770N) e Dicor® (840N) quando cimentadas com fosfato de zinco. As coroas In-Ceram® cimentadas com fosfato de zinco, apresentaram-se significativamente mais resistentes (1060N) que os outros grupos testados, além de apresentarem dois modos de fratura: total e fratura da cerâmica de cobertura, permanecendo a infra-estrutura intacta.

May et al. (1998) mediram as discrepâncias entre as paredes do preparo e da restauração utilizando o sistema Procera® AllCeram (Nobel Biocare). Cinco pré-molares e molares direitos foram preparados com 10° de convergência, redução axial e oclusal de 1,5 a 2mm e término em chanfro com ângulos internos arredondados. As coroas

Procera[®] foram fabricadas através de troquéis de resina reproduzidos a partir dos dentes preparados. As medições foram realizadas utilizando videografia a laser. Quatro locais de medida foram utilizados para determinar a desadaptação entre o troquel e restauração: *MO* – ponto de maior aproximação entre troquel e margem da restauração; *AW* – ponto de maior aproximação entre as paredes axiais, medido na metade da distância entre a superfície oclusal e cervical do troquel; *CT* - pontas de cúspides; *AO* – ponto de maior aproximação da superfície oclusal da restauração ao troquel, medido na metade da distância entre as superfícies vestibular e lingual. As medidas de desadaptação e desvios padrão para coroas de pré-molares foram $69,0\mu\text{m} \pm 17\mu\text{m}$ (*AW*); $48,0\mu\text{m} \pm 21\mu\text{m}$ (*CT*), e $36\mu\text{m} \pm 7\mu\text{m}$ (*AO*). Para as coroas de molares, foram $49,0\mu\text{m} \pm 3\mu\text{m}$ (*AW*); $67\mu\text{m} \pm 21\mu\text{m}$ (*CT*), e $74,0\mu\text{m} \pm 29\mu\text{m}$ (*AO*). A desadaptação marginal (*MO*) das coroas de pré-molares e molares foi de $52\mu\text{m} \pm 19\mu\text{m}$ e $63\mu\text{m} \pm 20\mu\text{m}$ respectivamente. Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos de coroas apenas nos locais de medida *AW* e *AO*. Dentro do grupo de coroas, as coroas de pré-molares apresentaram diferenças significativas na desadaptação quando se comparam o *MO* ao *AO*, *AW* ao *AO*, e *AW* ao *CT*, ao passo que as coroas de molares demonstraram diferenças significativas apenas comparando *AW* ao *AO*. Concluiu-se: (1) as restaurações Procera[®] para dentes posteriores demonstraram desadaptação na interface coroa/troquel menor que $70\mu\text{m}$; (2) a diferença de desadaptação nos grupos testados depende da região da coroa que está sendo avaliada e do tipo de coroa; (3) o sistema Procera[®] CAD/CAM produziu coroas de cerâmica para molares e pré-molares com desadaptação clinicamente aceitável na margem (54 a $64\mu\text{m}$) e internamente (49 a $63\mu\text{m}$), o que sugere sucesso clínico.

McLaren (1998) discutiu indicações e considerações clínicas de sistemas totalmente cerâmicos e apresentou dados obtidos através da avaliação de 729 coroas de In-Ceram[®] Alumina (Vita) e In-Ceram[®] Spinell (Vita) cimentadas desde fevereiro de 1990. O cimento a base de ionômero de vidro mostrou ser o material de escolha para a cimentação convencional de coroas In-Ceram[®], mas caso o cimento resinoso seja utilizado, o indicado é o Panavia 21[®] (Kuraray). Observou-se ainda que várias coroas exibiram micro-infiltrações e manchamento das margens quando cimentadas com fosfato de zinco. Houve fratura das coroas apenas quando foi utilizado o cimento fosfato de zinco.

Lin et al. (1998) determinaram se o sistema de cópia Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare) pode ser utilizado associado à variações de preparos cavitários. Nove primeiros molares inferiores direitos foram preparados com 10° de convergência oclusal. Cada dente representou uma variação de preparos cavitários para posterior avaliação. Foram comparados: (1) quatro tipos de terminações (chanferete; chanfro de 0,3mm; ombro de 0,5mm com ângulos internos arredondados; ombro de 0,8mm com ângulos internos arredondados); (2) três formas de redução oclusal (plana, normal, acentuada); (3) três formas de contornos cervicais para o término proximal (contorno ausente, normal e acentuado) e (4) três formas auxiliares de retenções proximais. Dez troquéis foram reproduzidos a partir de cada dente preparado, com exceção de três dentes preparados que reproduziram vinte troquéis, obtendo-se um total de cento e vinte troquéis, que foram divididos em grupos 1 a 12. Posteriormente à fabricação e cimentação das infra-estruturas, os grupos de 1 a 9 foram seccionados longitudinalmente para avaliação da desadaptação marginal e interna das restaurações.

Os grupos 10 a 12 foram seccionados horizontalmente para avaliação da desadaptação interna dos três tipos de retenções adicionais utilizados. Os resultados mostraram que o tipo de terminação influencia na desadaptação marginal das infra-estruturas Procera[®], sendo que o chanferete apresentou desadaptação marginal significativamente maior (135 μ m) que os outros tipos de términos avaliados. O término em ombro de 0,8mm com ângulos internos arredondados mostrou a menor desadaptação marginal (51 μ m \pm 34 μ m), mas não apresentou diferença significativa em relação aos términos em chanfro e ombro de 0,5mm. As três formas de redução oclusal apresentaram valores comparáveis de desadaptação interna nas paredes axiais (aproximadamente 50 μ m). A desadaptação interna na região de ponta de cúspides variou significativamente para os três tipos de redução oclusal, sendo os piores resultados encontrados quando a redução oclusal plana foi utilizada (73 μ m), em comparação à redução oclusal normal (24 μ m) e acentuada (41 μ m). A desadaptação interna na região do sulco central também variou significativamente para os três tipos de redução oclusal, sendo os melhores resultados apresentados quando a redução oclusal plana e normal foram utilizadas (73 μ m e 140 μ m), em comparação à redução acentuada (634 μ m). Não houve diferença estatisticamente significativa na desadaptação marginal quando os tipos de contornos cervicais para o término proximal foram variados. A forma de retenção proximal afetou a desadaptação das infra-estruturas, sendo o melhor resultado apresentado pelas retenções com 3mm de largura vestibulo-lingual e 0,5mm de profundidade.

Através de uma revisão de literatura, Prestipino et al. (1998) avaliaram o desempenho clínico do sistema Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare). Os resultados desta revisão de literatura mostraram: além da redução oclusal/incisal de 2mm, o

término utilizado deve ser chanfro ou ombro com ângulos internos arredondados, para redução da localização de estresses. As paredes axiais devem apresentar convergência oclusal de 5° a 15°, dependendo da extensão da preparação. As medidas de desadaptação encontradas para este sistema estão dentro do limite aceitável de 120µm. Em relação à cimentação, não são indicados condicionamento ácido e silanização das superfícies internas das coroas. A translucidez do cimento depende de cada caso em particular, podendo ser indicado cimento dual ou quimicamente polimerizável. Este processo industrial de confecção de coroas cerâmicas tem se demonstrado satisfatório por suas propriedades físicas, mecânicas e ópticas.

Neiva et al. (1998) determinaram e compararam a resistência à fratura de três sistemas cerâmicos cimentados adesivamente, sendo eles IPS Empress® (Ivoclar - Vivadent), Procera® AllCeram (Nobel Biocare) e In-Ceram® (Vita). Um troquel mestre de metal foi usinado para obter dimensões de um preparo para coroa total em pré-molar superior, com ombro de 1,0mm com ângulos internos arredondados e 2,5mm de redução oclusal. Foram reproduzidos trinta troquéis com resina de alta quantidade de carga, sendo dez para cada tipo de cerâmica. Dez copings de Procera® e dez copings de In-Ceram® foram fabricados com 0,5mm de espessura. A aplicação da porcelana de cobertura foi feita com a ajuda de uma máquina de escultura, para padronização da espessura das coroas. Após a confecção, as coroas foram então jateadas com óxido de alumínio. Dez coroas de IPS Empress® foram enceradas com espessura axial de 1,0mm e oclusal de 2,5mm, também utilizando a máquina de escultura para padronização dos enceramentos. Posteriormente à confecção, as superfícies das coroas de IPS Empress® foram limpas, condicionadas e silanizadas. Todas as coroas

foram cimentadas com cimento resinoso Panavia 21[®] (Kuraray). Os espécimes foram montados em uma máquina de teste universal Instron. Uma esfera de metal de 4mm de diâmetro foi centralizada na superfície oclusal de cada espécime e a carga foi aplicada a uma velocidade de 0,5mm por minuto. Após a fratura dos espécimes, a linha de cimentação foi medida em uma coroa de cada sistema cerâmico. Os resultados mostraram que não houve nenhuma diferença significativa entre a resistência à fratura de IPS Empress[®], Procera[®] e In-Ceram[®] quando o cimento resinoso foi utilizado. A maior desadaptação foi registrada para coroas Procera[®] e a menor foi encontrada nas paredes axiais do sistema In-Ceram[®]. Concluiu-se que coroas IPS Empress[®] cimentadas com cimento resinoso obtiveram média de resistência à fratura tão alta quanto a dos outros materiais testados; a maior espessura de cimento foi encontrada para o sistema Procera[®], entre as paredes axiais do preparo e coroa.

Burke, em 1999, avaliou a resistência à fratura de coroas cerâmicas reforçadas por leucita (Fortress[®] – Chameleon Dental). Dez pré-molares receberam preparos para coroas totais com 2mm de redução oclusal, ombro de 0,5mm com ângulos internos arredondados e convergência oclusal de 6°. Após a fabricação das coroas, a desadaptação marginal foi medida com aumento de 2,5 vezes. Foram realizados condicionamento com ácido fluorídrico, silanização e cimentação das coroas cerâmicas com cimento resinoso dual Mirage[®] (Chameleon Dental). Os espécimes foram submetidos ao teste de compressão utilizando-se uma máquina de testes Instron. Uma barra de aço de 4mm de diâmetro foi posicionada no centro de cada espécime e a carga foi aplicada a uma velocidade de 1mm por minuto até a fratura. Os resultados mostraram que as coroas Fortress[®] apresentarem um valor de resistência maior (880N)

que o encontrado em um estudo prévio similar realizado com a porcelana feldspática Mirage[®] (770N), apesar desta diferença não ser estatisticamente significativa. Ressaltou-se que nenhuma fratura estendeu-se para o elemento dentário durante o teste. Isto sugere que, clinicamente, o dano pode ocorrer apenas na restauração.

Sobrinho & Knowles (1999) compararam a resistência à fratura de coroas In-Ceram[®] (Vita) fabricadas em preparos com 8° ou 16° de convergência oclusal, e avaliaram se diferentes agentes cimentantes são capazes de promover variações na resistência das cerâmicas avaliadas. Sessenta coroas In-Ceram[®] (Vita) com 8mm de diâmetro e 8,5mm de altura foram fabricadas a partir de sessenta troquéis metálicos preparados com dimensões semelhantes às de um pré-molar. A confecção das coroas foi realizada pela técnica laboratorial convencional e foi utilizada uma máquina de escultura para padronização da espessura das cerâmicas. Após a confecção, as coroas foram divididas em três grupos, variando-se os agentes cimentantes: fosfato de zinco (Orthostan[®], Stratford Cookson) e dois tipos de cimentos a base de ionômero de vidro, sendo eles, Vivaglass Cem[®] (Vivadent) e RGI[®] (Lutrex, Henry Schein). Cada grupo foi dividido em dois subgrupos que variaram a convergência oclusal dos preparos entre 8° e 16°. Após a cimentação, os espécimes foram submetidos à pressão constante a uma carga de 2,7Kgf por 10 minutos e então estocados em água destilada a 37° por 24 horas. O teste de compressão foi realizado utilizando a máquina de teste universal Instron, aplicando-se uma carga inicial de 20N no centro de cada coroa. Os espécimes foram comprimidos a uma velocidade de 1mm por minuto até a fratura. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa na resistência entre coroas de 8° e 16° de convergência oclusal quando o mesmo cimento foi utilizado. Entretanto, as coroas

cimentadas com fosfato de zinco foram estatisticamente mais resistentes que as coroas cimentadas com cimento a base de ionômero de vidro.

Haselton et al. (2000) avaliaram em um estudo clínico, o desempenho de coroas In-Ceram[®] (Vita) cimentadas há três anos, sendo a maior parte fixada com cimento fosfato de zinco. Setenta e um pacientes que receberam coroas In-Ceram[®] foram reavaliados, sendo que quarenta e um compareceram à reavaliação. Os critérios avaliados foram integridade marginal, compatibilidade de matiz, cárie secundária, desgaste da coroa e dentes antagonistas e fraturas visíveis nas coroas. Alpha, Bravo e Charlie foram os critérios modificados da USPHS (*United States Public Health System*) usados para cada uma das cinco categorias de avaliação. Os resultados mostraram que 88% das coroas receberam a classificação Bravo para integridade marginal e 99% receberam Bravo quando a matiz foi avaliada. Somente 1% das coroas exibiram cáries secundárias e nenhuma coroa apresentava desgaste visível. Duas falhas irreparáveis foram encontradas nas regiões interproximais de duas coroas e uma coroa de molar foi substituída por fratura na infra-estrutura. Esta investigação demonstrou que coroas In-Ceram[®] podem ser indicadas para restaurações de dentes anteriores e posteriores, e ainda, o cimento fosfato de zinco pode ser utilizado na cimentação de coroas cerâmicas infiltradas de óxido de alumínio.

Tinschert et al. (2000) avaliaram através da análise de Weibull, a distribuição da resistência flexural de várias cerâmicas utilizadas em coroas e inlays. Oito tipos de cerâmicas participaram do estudo: Cerec Mark II[®] – Vita (CM), Dicor[®] – Dentsply (D), In-Ceram[®] Alumina - Vita (ICA), IPS Empress[®] - Ivoclar Vivadent (IE), Vitadur Alpha Core[®] - Vita (VAC), Vitadur Alpha Dentin[®] – Vita (VAD), Vita VMK[®] 68 – Vita (VMK),

Zircônia[®] – Metoxit (Z). Todas as barras cerâmicas foram produzidas de acordo com especificações dos fabricantes e continham 3mm de largura, 1,5mm de espessura e 30mm de comprimento. O teste flexural de 4 pontos foi utilizado nos trinta espécimes de cada grupo. Os resultados mostraram que os maiores valores de resistência flexural foram apresentados por Z (913MPa), ICA (429,3MPa) e VAC (131MPa), havendo diferença estatística entre eles. O valor *m* de Weibull consiste no potencial de fratura dos materiais cerâmicos, sendo que os materiais que apresentaram o maior valor *m* de Weibull foram as cerâmicas produzidas industrialmente CM (23,6) e Z (18,4). Concluiu-se: o processo laboratorial de fabricação das cerâmicas é crítico e as dificuldades podem causar, muitas vezes, resistência limitada; cerâmicas fabricadas industrialmente podem otimizar a confiabilidade estrutural, mas o efeito do processo industrial na longevidade das restaurações deve ser examinado para assegurar que os resultados *in vitro* sejam transportados para situações clínicas.

Chai et al. (2000) investigaram a probabilidade de fratura de quatro sistemas totalmente cerâmicos. Quatro sistemas, representando três materiais, foram incluídos no experimento: In-Ceram[®] convencional (Vita), In-Ceram[®] CAD/CIM (Vita), IPS Empress[®] (Ivoclar – Vivadent) e Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare). Um troquel de metal foi usinado de acordo com as dimensões de um incisivo central preparado para coroa total e, a partir dele, foram confeccionados quarenta troquéis de resina. As coroas In-Ceram[®] convencional, Procera[®] e IPS Empress[®] foram fabricadas através dos modelos de gesso obtidos a partir de impressões dos troquéis de resina. Já as coroas In-Ceram CAD/CIM foram fabricadas a partir da impressão óptica de um modelo de gesso escolhido aleatoriamente. Posteriormente à confecção das coroas, estas foram

silanizadas e cimentadas com o cimento resinoso Panavia 21[®] (Kuraray). Os espécimes foram montados em uma máquina de testes universal Instron e a carga compressiva foi aplicada a 45° da superfície palatina, com velocidade de 0,2mm por minuto até a fratura. Os modos de fratura foram: A = fratura da estrutura da coroa; B = fratura da coroa e troquel; C = fratura somente do troquel, abaixo do nível da coroa. As resistências a fratura variaram de 865N (In-Ceram[®] CAD/CIM) a 1111N (IPS Empress[®]). A resistência à fratura foi analisada a uma probabilidade de fratura de 10% (B10), não havendo diferenças significativas entre os grupos. Metade dos espécimes de cada grupo apresentou fratura apenas na estrutura cerâmica, enquanto que a outra metade apresentou fratura da estrutura cerâmica/troquel ou fratura somente do troquel. Concluiu-se que não houve diferença significativa em relação à probabilidade de fratura entre os quatro sistemas testados.

Pegoraro (2001) descreveu os princípios mecânicos de retenção, resistência, rigidez estrutural e integridade marginal de um preparo para coroa total. A retenção friccional depende basicamente do contato existente entre as superfícies internas da restauração e as externas do dente preparado. A retenção friccional juntamente com a ação do agente cimentante são responsáveis pela retenção mecânica da restauração. Para que o agente cimentante percorra as irregularidades existentes entre o preparo e a superfície interna da restauração, é necessário que as paredes do preparo apresentem inclinações capazes de suprir as necessidades de retenção e de escoamento do cimento. A forma de resistência ou estabilidade conferida ao preparo previne o deslocamento da restauração quando submetida às forças oblíquas, que podem provocar a rotação da restauração. Quanto maior a altura das paredes, maior

será a área de resistência do preparo que irá impedir o deslocamento da prótese quando submetida às forças laterais. Para adequada rigidez estrutural, o preparo deve ser executado de tal forma que a restauração apresente espessura suficiente de material restaurador para resistir às forças mastigatórias. Para isso, o desgaste deverá ser feito seletivamente de acordo com as necessidades estética e funcional da restauração. Outro fator importante para o bom comportamento do conjunto restauração/estrutura dentária é a integridade marginal. O objetivo básico de toda restauração cimentada é estar bem adaptada e com uma linha mínima de cimento, para que a prótese possa permanecer em função o maior tempo possível em um ambiente desfavorável que é o meio bucal. Margens inadequadas, além de comprometerem a resistência da restauração, facilitam a instalação do processo patológico do tecido gengival que, por sua vez, irá impedir a obtenção de próteses bem adaptadas.

Casson et al. (2001) estudaram o efeito dos cimentos fosfato de zinco (Unodent[®]), ionômero de vidro (AquaCem[®] – Dentsply) e resinoso (Permalute[®] – Ultradent) na resistência à fratura de coroas cerâmicas a base de óxido de alumínio TechCeram[®] (TechCeram). As coroas foram fabricadas manualmente em laboratório a partir de trinta pré-molares preparados e foram divididas em três grupos variando-se os agentes cimentantes. Dez dentes naturais foram utilizados como controle. Os dentes que receberam cimentação adesiva passaram por condicionamento ácido e aplicação de adesivo (PermaQuik Primer[®] - Ultradent), enquanto que a *smear layer* foi deixada intacta nos dentes que receberam cimentação convencional. Durante a cimentação das coroas, utilizou-se pressão hidráulica pulpar para uma melhor simulação da situação clínica. Os espécimes foram então submetidos a uma pressão constante com carga de

2kgf e posteriormente estocados por uma semana (coroas cimentadas com cimento resinoso e fosfato de zinco), ou por um mês (coroas cimentadas com ionômero de vidro). Foi realizado o ensaio de compressão (máquina Lloyd LR10K Fareham, UK), utilizando uma esfera de metal de 3mm de diâmetro posicionada no centro da fissura méso-distal dos espécimes. A carga foi aplicada a uma velocidade de 1mm por minuto até a fratura. Os dados mostraram que os dentes naturais apresentaram modo II de fratura (menos da metade da coroa perdida – 754N), as coroas cimentadas com fosfato de zinco apresentaram modo IV de fratura (mais da metade da coroa perdida – 1216N), as coroas cimentadas com ionômero de vidro apresentaram modos IV e V de fratura (fratura severa da coroa e/ou dente – 754N), e as coroas cimentadas com cimento resinoso apresentaram modo V de fratura (989N). Concluiu-se que a cerâmica a base de óxido de alumínio pode apresentar valores de resistência comparáveis a de um dente natural; os agentes cimentantes afetaram significativamente a resistência à fratura do material testado, sendo que os cimentos de fosfato de zinco e resinoso apresentaram valores significativamente maiores que o cimento ionômero de vidro; e ainda, as coroas cimentadas com ionômero de vidro apresentaram valores de resistência comparáveis aos dentes naturais (grupo controle).

Albakry et al. (2003) compararam a resistência à fratura e dureza dos sistemas IPS Empress[®] - Ivoclar Vivadent (E1), IPS Empress 2[®] - Ivoclar Vivadent (E2) e um grupo experimental (EC). Quinze discos (14mm de diâmetro e 1mm de espessura), e quinze barras (20mm de comprimento, 4mm de largura e 1mm de espessura) de cada material cerâmico foram utilizadas para o estudo. Os espécimes foram submetidos a um teste de dureza, no qual foi aplicada uma carga de 4, 8, 16, 32

e 64N no centro de cada material por um indentador Vickers. Os espécimes foram submetidos, ainda, a um teste de resistência à fratura, no qual foram cobertos com 20nm de ouro, indentados a 40, 60, 80, 100 e 120N, e as trincas presentes foram medidas com microscópio eletrônico de varredura. Os discos foram também submetidos ao teste de resistência à flexão biaxial e as barras foram submetidas ao teste de resistência à flexão de três pontos. A dureza foi medida em todos os espécimes, aplicando-se várias indentações a cargas de 1,5N. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os grupos E2 e EC em relação à dureza e resistência à fratura para todas as técnicas utilizadas. O grupo E1 apresentou maior dureza que os grupos E2 e EC e menor resistência. Ressaltou-se que a maior resistência à fratura e menor dureza de E2 e EC em relação a E1 demonstram que E2 e EC podem ser utilizados de forma mais benéfica na prática clínica. Todos os materiais testados apresentaram resistência à fratura anisotrópica.

Webber & Knowles (2003) investigaram o efeito de diferentes espessuras de porcelana de cobertura na resistência à compressão de coroas Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare). Foram utilizados sessenta troquéis metálicos usinados com dimensões aproximadas às de um preparo para coroa total (8° de convergência oclusal, 7mm de altura, 4,2mm de diâmetro oclusal). Os troquéis foram divididos em três grupos: o grupo 1 foi composto por coroas Procera[®] com 0,4mm de porcelana de cobertura (troquéis com 1mm de redução axial); o grupo 2 foi composto por coroas Procera[®] com 0,9mm de porcelana de cobertura (troquéis com 1,5mm de redução axial); o grupo 3 funcionou como grupo controle e foi composto por coroas In-Ceram[®] (Vita) com 0,9mm de porcelana de cobertura (troquéis de 1,5mm de redução axial). Os troquéis destinados à

confeção de infra-estruturas Procera[®] foram escaneados e os dados obtidos foram enviados para o laboratório central, na Suécia. As infra-estruturas In-Ceram[®] foram fabricadas manualmente. A aplicação da cerâmica foi realizada com a ajuda de uma máquina de escultura para padronização das espessuras desejadas. Após a confecção das coroas, a desadaptação marginal foi checada com aumento de 12 vezes. Previamente à cimentação, os troquéis metálicos foram limpos e secos e sobre eles aplicou-se ED Primer[®] (Kuraray). As coroas foram abrasionadas internamente com óxido de alumínio, silanizadas e tratadas com ED Primer[®] (Kuraray). O agente cimentante escolhido para a cimentação de todas as coroas foi Panavia 21 TC[®] (Kuraray). Após a cimentação, foi aplicada pressão constante sobre as coroas a uma carga de 5Kgf, e os espécimes foram submetidos ao teste de compressão, com carga inicial de 20N e célula de carga de 50KN. Os resultados de resistência à compressão dos grupos 1, 2 e 3 foram, respectivamente: 2197N \pm 776,4N; 2401N, \pm 699,1N e 2581N \pm 699,1N, não havendo diferenças estatisticamente significantes entre eles. Concluiu-se que a variação na espessura da cobertura cerâmica de coroas Procera[®] não produziu efeito em sua resistência à compressão.

Attar et al. (2003) compararam resistência à flexão, módulo de elasticidade, radiopacidade e pH de cinco agentes de cimentação. Os agentes cimentantes utilizados foram: fosfato de zinco (Flecks[®] – Keystone), ionômero de vidro convencional (Fugii I[®] – GC Corp), ionômero de vidro modificado por resina (Rely X Vitremer[®] – 3M), dois cimentos resinosos duais, testados com e sem aplicação de luz (Calibra[®] – Dentsply e Rely X adhesive[®] – 3M) e um cimento resinoso autopolimerizante (Crown & Bridge[®] Bisco). A resistência flexural foi medida através de uma máquina universal de teste

uniaxial e o módulo de elasticidade foi determinado através do perfil de deformação por carga, gerado durante o teste de resistência à flexão. Tais testes foram realizados após o período de 24 horas e 3 meses. O teste de radiopacidade foi realizado de acordo com a norma ISO 4094. O pH foi medido utilizando um eletrodo de pH, logo após a mistura do cimento, após 1, 5, 15 e 30 minutos e após 1, 2, 4, 6 e 24 horas. Concluiu-se: o cimento fosfato de zinco apresentou alta radiopacidade e rigidez, mas o seu alto pH inicial, juntamente com o do cimento de ionômero de vidro, pode requerer atenção adicional no que diz respeito à proteção pulpar. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina apresentou menor pH inicial e resistência à flexão similar à do cimento ionômero de vidro convencional. Todos os materiais testados, exceto o cimento resinoso autopolimerizante, apresentaram radiopacidade diferente da dentina, tornando possível a identificação. Os cimentos resinosos combinaram ótima resistência à flexão e rigidez, maior pH e adequada radiopacidade, e ainda, a polimerização por luz destes materiais otimizou sua resistência e rigidez.

Blatz et al. (2003) avaliaram a resistência de união de cimentos resinosos ao sistema Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare), silanizado ou não, e submetido ou não à termociclagem. O estudo foi composto por três grupos de coroas Procera[®], apresentando vinte espécimes cada grupo. Cada espécime apresentava 10x10x2mm de área. O grupo 1 foi cimentado com o cimento resinoso Panavia 21[®] (Kuraray) sem silanização; o grupo 2 foi fixado com o mesmo cimento utilizando a silanização e o grupo 3 foi cimentado com o cimento Rely X[®] (3M), após a silanização. Cilindros de resina composta foram confeccionados para serem cimentados nos blocos do sistema Procera[®]. Previamente à cimentação, os blocos cerâmicos foram abrasionados com

óxido de alumínio e após a cimentação, metade dos espécimes de cada grupo foi estocada durante 3 dias antes do teste de resistência ao cisalhamento. A outra metade dos espécimes foi submetida à termociclagem com 12.000 ciclos entre 5° e 60°C, de 15 em 15 segundos, durante 180 dias, e então submetida aos ensaios mecânicos. O teste de cisalhamento consistiu em montagem dos espécimes em uma máquina de teste universal Instron, com uma lâmina tocando a interface entre a cerâmica e cilindro de resina composta. Uma carga de cisalhamento foi aplicada até a falha adesiva, em uma velocidade de 1mm por minuto. Os resultados mostraram que o grupo 1 apresentou os valores de resistência ao cisalhamento significativamente menores que os outros grupos (8,06MPa – 3 dias e 6,91Mpa – 180 dias), mas não houve diferença estatística entre os tempos testados. O grupo 2 apresentou os valores de 21,42MPa para 3 dias e 16,09MPa para 180 dias, havendo uma diferença estatisticamente significativa entre os tempos testados. O grupo 3 apresentou os valores de resistência de 22,75MPa para 3 dias e 3,32MPa para 180 dias, havendo também uma diferença estatisticamente significativa entre os tempos testados. Ressaltou-se que a maioria dos espécimes do grupo 3 falhou espontaneamente no período de termociclagem. Não houve diferença significativas entre os grupos 2 e 3 no primeiro tempo testado, mas houve diferença entre os dois grupos no segundo tempo testado. Concluiu-se que um longo período de estocagem pode mudar os efeitos do cimento adesivo para o sistema Procera®.

Zidan & Ferguson et al. (2003) avaliaram a retenção de coroas totais cerâmicas, confeccionadas sobre preparos com três tipos de convergências oclusais e cimentadas com dois cimentos convencionais e dois cimentos adesivos. Cento e vinte pré-molares foram selecionados, preparados para coroa total e divididos em quatro

grupos variando os agentes cimentantes, sendo eles: fosfato de zinco[®] (Flek's[®] – Mizzy), ionômero de vidro (Ketac-Cem[®] – Espe) e dois cimentos resinosos (C&B Metabond[®] – Parkell e Panavia[®] – Kuraray). Cada um dos grupos citados foi dividido em três subgrupos de dentes preparados com convergências de 6°, 12°, e 24°. Foram confeccionadas coroas metalocerâmicas e estas foram jateadas com óxido de alumínio internamente. Os dentes que utilizaram o agente cimentante fosfato de zinco e ionômero de vidro não receberam nenhum tratamento de superfície. Já os dentes cimentados com cimento resinoso C&B[®] foram condicionados com ácido fosfórico e a dentina foi tratada com ácido cítrico a 10% e solução ativadora de cloridrato de ferro a 3%. Os dentes cimentados com Panavia[®] foram condicionados com ácido fosfórico e tratados com Clearfil New Bond[®] (Kuraray). As coroas foram cimentadas de acordo com recomendações do fabricante e uma pressão constante foi aplicada por 10 minutos. Os espécimes foram estocados por sete dias a 37° C e logo após a força de tração foi aplicada a uma velocidade de 0,5mm por minuto em uma máquina de testes Instron, utilizando uma célula de carga de 500KN. Os tipos de falha ocorridos (adesiva, coesiva e adesiva + coesiva) foram analisados. Os resultados mostraram: a resistência retentiva dos três tipos de convergência oclusal utilizados foi significativamente menor para os cimentos convencionais em relação aos cimentos resinosos. O uso do cimento ionômero de vidro não resultou em aumento da retenção devido à união à estrutura dentária, em relação ao fosfato de zinco. O aumento da angulação de 6° para 12° não afetou a retenção de coroas quando diferentes agentes cimentantes foram utilizados. Aumentando a convergência para 24°, a retenção das coroas diminuiu significativamente. Coroas cimentadas com cimentos adesivos demonstraram maior

retenção quando cimentadas em preparos com convergência em torno de 12°. Sessenta e cinco por cento dos espécimes apresentaram falha adesiva, 31% apresentaram falha coesiva e 4% apresentaram falhas adesivas + coesivas. Ressaltou-se que as falhas adesivas aumentaram à medida que a convergência oclusal foi aumentada.

Attia & Kern (2004 a) avaliaram a influência do uso de um primer cerâmico como tratamento de superfície, sem o uso do ácido fluorídrico, na resistência à fratura de coroas cerâmicas CAD-CAM e cerâmicas de baixa fusão. Quarenta e nove pré-molares foram preparados para coroa total, sendo sete selecionados para o grupo controle. Os preparos foram realizados com pontas adiantadas montadas em uma máquina para padronização e apresentaram 6° de convergência, 1,5mm de redução axial, 2mm de redução oclusal e 5mm de altura. Os quarenta e dois dentes restantes foram divididos em três grupos variando o tipo de cerâmica, sendo Duceram LEC® (Ducera), ProCAD® (Ivoclar Vivadent) e Vita Mark II® (Vita). As coroas Duceram® foram fabricadas manualmente, enquanto ProCAD® e Vita Mark II® foram fabricadas industrialmente. Todas as cerâmicas apresentaram a mesma espessura, conseguida através do molde de um pré-molar hígido (1,5mm axial e 2mm oclusal). Os dentes receberam um tratamento de superfície antes da cimentação, que consistiu em aplicação de ácido nítrico a 3% por 60 segundos e aplicação de quatro camadas de Mirage ABC® (Chameleon). Dois métodos foram utilizados para cimentação: o primeiro método consistiu-se em condicionamento interno por um minuto de metade das cerâmicas de cada grupo utilizando ácido fluorídrico a 4,9%, lavagem e aplicação do silano Mirage ABC® (Chameleon). O segundo método constituiu-se em condicionamento interno da outra metade das cerâmicas e do esmalte dentário com

ácido fosfórico a 65%, sendo este um componente do sistema C&B[®], além de lavagem e aplicação do agente Porcelain liner[®] (Sun Medical). Todas as cerâmicas foram cimentadas com cimento resinoso C&B[®] (Sun Medical). Antes do teste, os espécimes foram estocados em água por 24 horas a 37°C e logo após, montados em uma máquina de teste universal Instron. Uma esfera de 4mm de diâmetro foi utilizada para aplicação da carga no centro de cada espécime, com velocidade de 1mm por minuto até a fratura. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as cerâmicas industrializadas Vita Mark II[®] e ProCAD[®], sendo que estas apresentaram valores de resistência maiores que as cerâmicas Duceram[®]; não houve diferença estatisticamente significativa dentro de cada grupo cerâmico testado em relação à variação de tratamentos de superfície.

Pallis et al. (2004) compararam a resistência à fratura e origem de falhas dos sistemas IPS Empress 2[®] (Ivoclar - Vivadent), Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare) e In-Ceram Zircônia[®] (Vita). A partir de um troquel mestre de metal, foram confeccionados sessenta troquéis de resina com alto conteúdo de carga, que foram divididos em três grupos variando os três sistemas cerâmicos. Cinco coroas de cada grupo foram separadas para avaliação da espessura do cimento, infra-estrutura e material de cobertura. As infra-estruturas dos sistemas Procera[®] e In-Ceram[®] apresentaram 0,5mm de espessura, enquanto que as infra-estruturas de IPS Empress 2[®] apresentaram 0,7mm de espessura axial e 1mm de espessura oclusal. A porcelana de cobertura foi aplicada com a ajuda de uma máquina de escultura, apresentando a mesma espessura para todos os sistemas. Após a fabricação, as coroas Procera[®] e In-Ceram[®] passaram por jateamento interno com óxido de alumínio e as coroas IPS Empress[®] 2 foram

condicionadas com ácido fluorídrico a 9,5%. Todas as coroas foram silanizadas com Clearfil® (Morita) e cimentadas com Rely X® (3M). O teste de compressão foi realizado em uma máquina universal Instron, sendo a carga aplicada no centro de cada coroa com uma esfera de metal de 6,35mm de diâmetro, até a fratura dos espécimes. Os resultados mostraram que as coroas In-Ceram® Zircônia apresentaram a maior resistência à fratura (998 – 1183N), apesar de não ser significativamente maior que os outros materiais testados, e menor variação no modo de falha (80% de falha na divisão do infra-estrutura/cimento, 13,3% na divisão da cobertura/infra-estrutura e 6% na cúspide). A origem de falha mais comum encontrada para o sistema Procera® aconteceu entre infra-estrutura e agente cimentante e para o sistema IPS Empress 2® aconteceu entre infra-estrutura e cobertura de porcelana. Houve uma grande variação entre a espessura de cimento em diferentes locais para IPS Empress 2®. A medida de espessura de cimento para Procera® e In-Ceram® foi igual ou menor que para IPS Empress 2®.

Piwowarczyk et al. (2004) investigaram a resistência ao cisalhamento de diferentes agentes cimentantes. Também foi avaliada a influência de métodos de polimerização na resistência de união. Vinte espécimes retangulares de uma liga com alto conteúdo de ouro e vinte espécimes cilíndricos dos sistemas Procera® AllCeram (Nobel Biocare), IPS Empress® e IPS Empress 2® (Ivoclar - Vivadent), foram utilizados para o estudo. Onze agentes cimentantes foram testados, sendo eles: fosfato de zinco Flek's® (Mizzy); ionômeros de vidro Fuji I® (GC), Fuji Plus® (GC) e Ketac-Cem® (3M); ionômeros de vidro modificados por resina Fuji Cem® (GC) e Rely X luting® (3M); cimentos resinosos duais Rely X ARC® (3M), Panavia F® (Kuraray), Variolink II®

(Ivoclar - Vivadent) e Compolute[®] (3M) e um cimento resinoso dual auto-condicionante Rely X Unicem[®] (3M). Os cimentos resinosos duais foram testados com presença e ausência de polimerização por luz. As superfícies do sistema Procera[®] e da liga áurea foram jateadas com óxido de alumínio e as superfícies de IPS Empress[®] e IPS Empress 2[®] foram condicionadas com ácido fluorídrico a 5% e silanizadas (Monobond[®] – Vivadent). As cerâmicas e a liga áurea foram cimentadas em cilindros de resina composta, deixando-se 2mm de espaço para o agente cimentante. Após a cimentação, cada grupo foi dividido em dois subgrupos, sendo um deles submetido ao teste de cisalhamento após 30 minutos e o outro submetido à estocagem em água destilada a 37°C por quatorze dias, e subsequente termociclagem à 1.000 ciclos entre 5° e 55°C, antes do teste de cisalhamento. Os resultados mostraram que em todos os subgrupos submetidos ao teste após 30 minutos, os agentes cimentantes apresentaram menor resistência ao cisalhamento em relação aos subgrupos submetidos à termociclagem, com exceção dos subgrupos cimentados com cimentos resinosos duais polimerizados por luz. A resistência ao cisalhamento dos espécimes cimentados com cimentos resinosos foi maior que a dos espécimes cimentados com fosfato de zinco, cimento de ionômero de vidro e ionômero de vidro modificado por resina. Quando a cimentação foi realizada sobre a liga de alto conteúdo de ouro, os cimentos Rely X Unicem[®], Panavia F[®] e Compolute[®] apresentaram os melhores resultados após a termociclagem. Já quando a cimentação foi realizada associada ao sistema Procera[®], os cimentos Panavia F[®] e Rely X Unicem[®] apresentaram o melhor resultado após a termociclagem. Os cimentos resinosos Rely X Unicem[®], Panavia F[®], Compolute[®] e Variolink II[®] apresentaram os melhores resultados quando associados ao sistema IPS

Empress[®] também após a termociclagem. Os mesmos resultados do sistema IPS Empress[®] foram encontrados para a associação ao sistema IPS Empress 2[®], com exceção do cimento Panavia[®]. A polimerização por luz dos cimentos resinosos duais otimizou a resistência ao cisalhamento dos espécimes testados em relação à polimerização química.

O objetivo do estudo de Komine et al. (2004) foi avaliar a resistência à fratura de coroas In-Ceram[®] Alumina (Vita), cimentadas com três tipos diferentes de cimentos resinosos, antes e após termociclagem. Quarenta e oito primeiros molares receberam preparos para coroa total, com 1,2mm de redução axial, término em chanfro e convergência de 6° a 8°. As coroas In-Ceram[®] foram confeccionadas pelo processo CAD/CAM, com copings de 0,5mm cobertos por porcelana feldspática. A superfície interna das cerâmicas foi jateada com óxido de alumínio e estas foram divididas em três grupos, variando os agentes cimentantes resinosos, Rely X[®] (3M), Panavia[®] (Kuraray) e C&B[®] Superbond (Sun Medical). As coroas foram cimentadas de acordo com recomendações do fabricante. Após 24 horas, a metade de cada um dos grupos foi submetida diretamente ao ensaio de compressão em uma máquina universal Instron, aplicando-se a carga no centro da superfície oclusal de cada espécime. Foi utilizada uma lâmina de metal sobre a coroa para melhor distribuição da carga no momento de sua aplicação. A outra metade dos grupos foi submetida a uma fadiga termomecânica com 1.200.000 ciclos de carga aplicados na superfície oclusal de cada espécime, com temperatura entre 5° a 55 °C, antes do ensaio mecânico. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos quando submetidos diretamente ao ensaio mecânico. A resistência à fratura de coroas cimentadas com

Panavia[®] diminuiu após submissão à fadiga termomecânica, não ocorrendo o mesmo com os outros grupos testados. O grupo de coroas cimentadas com C&B[®] apresentou a resistência significativamente maior que o grupo de coroas cimentadas com Panavia[®] após submissão à fadiga termomecânica. Concluiu-se que todos os cimentos utilizados são capazes de serem associados com sucesso ao tipo de cerâmica testada.

Potiket et al. (2004) compararam a resistência à fratura de coroas totalmente cerâmicas e coroas metalocerâmicas cimentadas adesivamente. Quarenta incisivos centrais foram preparados para coroa total e a padronização da preparação foi medida com um micrômetro eletrônico com 0,002mm de exatidão. Os dentes preparados foram divididos em quatro grupos: coroas metalocerâmicas (controle); coroas Procera[®] AllCeram Alumina (Nobel Biocare) com copings de 0,4 e 0,6mm, e coroas Procera[®] AllCeram[®] Zircônia (Nobel Biocare) com copings de 0,6mm. Previamente à cimentação, as superfícies preparadas foram tratadas com Primer A e B (Panavia 21[®] ED Primer – Kuraray). As coroas metalocerâmicas foram jateadas internamente com óxido de alumínio e tratadas com adesivo para metal Alloy primer[®] (Panavia 21[®]). Já as coroas cerâmicas foram tratadas internamente com jateamento de óxido de alumínio, gel condicionante (K-Etchant Gel[®] - Kuraray), primer e ativador de porcelana (Kuraray). Todos os grupos foram cimentados com o cimento resinoso Panavia 21[®] (Kuraray). No momento da cimentação, as coroas foram assentadas com pressão digital por 2 minutos e então armazenadas por sete dias em solução salina a uma temperatura de 20°C. Após este procedimento, os espécimes foram submetidos ao teste de compressão em uma máquina Instron. Uma lâmina de metal foi posicionada sobre a coroa e a carga foi aplicada a 30° de sua superfície incisal até que ocorresse a fratura.

Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa relacionada à resistência à fratura entre os grupos de coroas metalocerâmicas (405N ±130N), Procera® Alumina de 0,4mm (447N ±123,76N), Procera® Alumina de 0,6mm (476N ±174N) e Procera® Zircônia de 0,6mm (381N ±166N). Todas as fraturas ocorridas foram modo V, ou seja, fratura ocorrida apenas no tecido dentário.

Attia & Kern (2004 b) avaliaram a influência da fadiga termomecânica e da variação de agentes cimentantes na resistência à fratura dos sistemas IPS Empress 2® (Ivoclar - Vivadent) e ProCAD® (Ivoclar - Vivadent). Foram selecionados 110 pré-molares hígidos para o estudo. Dezesesseis dentes foram separados aleatoriamente para o grupo controle e o restante foi dividido em dois grupos: quarenta e oito dentes para o grupo IPS Empress 2® e quarenta e oito dentes para o grupo ProCAD®. Os noventa e seis dentes foram preparados com pontas adiamantadas em uma máquina personalizada, para padronização das preparações. Os preparos apresentaram 6° de convergência oclusal, 1,5mm de redução axial, 2,0mm de redução oclusal, término em ombro e 5mm de altura. Foi utilizado um molde de silicóna de adição a partir de um pré-molar hígido, para a padronização da espessura dos enceramentos de IPS Empress 2®. Para a fabricação das coroas ProCAD®, os preparos foram digitalizados através de uma microcâmara e as coroas foram usinadas (sistema Cerec 3). O mesmo pré-molar utilizado para padronização da espessura do sistema IPS Empress 2®, foi digitalizado e a usinagem das coroas foi realizada a partir de tal digitalização. Este artifício foi necessário para que as coroas de ambos os sistemas obtivessem a mesma espessura. Todas as coroas apresentaram 1,5mm de espessura axial e 2,0mm de espessura oclusal. Cada grupo (n=48) foi dividido em três subgrupos (n=16), variando os agentes

cimentantes, sendo eles: Panavia F[®] (Kuraray), C&B Superbond[®] (Japan) e Protec Cem[®] (cimento de ionômero de vidro modificado por resina, Ivoclar - Vivadent). Após o condicionamento com ácido fluorídrico e silanização, as coroas foram cimentadas e a metade dos espécimes de cada subgrupo (n=8) foi submetida aos ensaios mecânicos de compressão em uma máquina universal Instron. A outra metade dos espécimes de cada subgrupo (n=8) foi submetida à fadiga termomecânica em ambiente úmido, com 600.000 ciclos de carga e 3.500 ciclos térmicos entre 4° e 58°C. Os resultados (entre os grupos de coroas) mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência à fratura entre ProCAD[®] e IPS Empress 2[®], quando utilizaram o mesmo agente cimentante, havendo ou não fadiga termomecânica. Dentro do grupo ProCAD[®], a resistência à fratura do subgrupo de coroas cimentadas com Protec Cem[®] foi significativamente reduzida depois que estas foram submetidas à fadiga termomecânica. Dentro do grupo IPS Empress 2[®], a resistência à fratura decresceu após fadiga termomecânica nos subgrupos cimentados com Protec Cem[®] e C&B[®]. Não houve diferença significativa na resistência do grupo controle submetido ou não à fadiga termomecânica.

Em sua tese de doutorado realizada em 2005, Campos avaliou a resistência à fratura e a desadaptação marginal de coroas metalocerâmicas e totalmente cerâmicas. Foram selecionadas quarenta e oito raízes de dentes bovinos com diâmetros semelhantes e com 15mm de comprimento. Após tratamento endodôntico, pinos metálicos com 12mm de comprimento foram fixados com cimento de fosfato de zinco e um preenchimento coronário de resina composta micro-híbrida foi construído com 3mm de altura e convergência oclusal de 6 graus. O término cervical utilizado foi em ombro

com ângulos internos arredondados com 1,0mm de largura. Os dentes foram aleatoriamente distribuídos em 6 grupos com 8 espécimes cada. Os grupos foram assim divididos: Grupo A - coroas metalocerâmicas convencionais; Grupo B – coroas metalocerâmicas modificadas; Grupo C – coroas cerâmicas IPS Empress 2[®] – Ivoclar - Vivadent; Grupo D – coroas cerâmicas reforçadas por leucita, Cergogold[®] - Dentsply; Grupo E – coroas cerâmicas reforçadas por leucita-fluorapatita, d Sign[®] – Ivoclar - Vivadent ; Grupo F – coroas de cerômero, Targis[®]. As coroas foram fabricadas seguindo-se as recomendações dos fabricantes. No seu formato final, as coroas apresentaram espessura axial aproximada de 1,0mm no terço cervical e espessura oclusal de 2mm. Previamente à cimentação, as coroas foram submetidas à avaliação da desadaptação marginal através de análise em estereomicroscópio, com ampliação de 20 vezes. A cimentação foi realizada utilizando-se cimento resinoso dual (Rely X ARC – 3M ESPE). Após a cimentação, foi criado um ligamento periodontal artificial e as amostras foram incluídas em um cilindro de resina de poliestireno. Posteriormente ao armazenamento em soro fisiológico por 24 horas, foi realizado o teste de compressão em todos os espécimes utilizando uma máquina Instron. Os resultados mostraram que o grupo B apresentou média de 172Kgf, significativamente superior ao grupo A, com média de 141Kgf. Os grupos com infra-estrutura metálica foram significativamente superiores aos outros grupos. Os grupos C (67Kgf), D (55Kgf) e F (76Kgf) foram estatisticamente semelhantes, sendo que os grupos C e F foram significativamente superiores ao grupo E (45Kgf). A análise do modo de fratura mostrou que o remanescente dental foi pouco afetado nas amostras dos grupos das coroas metalocerâmicas (Grupos A e B). Nos grupos C, D e E, metade das fraturas ocorreu

envolvendo somente a coroa e a outra metade envolveu a coroa e a raiz do remanescente dental. O grupo F apresentou 100% de envolvimento do remanescente dental com fraturas cervicais ou longitudinais. Para os dados relativos à desadaptação marginal, não houve diferença significativa. As médias de cada grupo foram: Grupo A – 74 μ m; Grupo B – 102 μ m; Grupo C – 87 μ m; Grupo D – 99 μ m; Grupo E – 80 μ m; Grupo F – 100 μ m. Todos os grupos apresentaram valores dentro do limite de 100 μ m, aceitável clinicamente.

Anusavice (2005) apresentou informações sobre a composição química e propriedades físicas e biológicas dos cimentos odontológicos para cimentação. O pó do cimento fosfato de zinco é composto basicamente de óxido de zinco (90%) e óxido de magnésio (10%). O líquido contém ácido fosfórico, água, fosfato de alumínio e, em alguns casos, o fosfato de zinco. A resistência à compressão do cimento de fosfato de zinco quando ele é adequadamente manipulado é de 104MPa, apresentando resistência à tração diametral de 5,5MPa e módulo de elasticidade de cerca de 13GPa. Desta forma, este cimento apresenta adequada resistência, podendo resistir a deformações elásticas, mesmo quando é usado como agente de cimentação de restaurações que estão sujeitas a altas cargas de mastigação. Os cimentos resinosos são compostos por uma matriz resinosa com cargas inorgânicas. A polimerização pode ser obtida pelo sistema convencional de indução peróxidoamina ou por fotoativação. A resistência à compressão do cimento resinoso está em torno de 152MPa, e o módulo de elasticidade em torno de 3GPa. Estes cimentos são virtualmente insolúveis nos fluidos orais e suas propriedades variam muito de um produto para o outro. Os dois agentes cimentantes descritos são irritantes pulpares moderados, sendo conveniente, segundo o autor, a aplicação de uma proteção pulpar.

Snyder & Hogg (2005) investigaram a diferença entre a resistência à fratura de vários sistemas totalmente cerâmicos. Cinquenta coroas totalmente cerâmicas foram fabricadas e divididas em cinco grupos: Grupo A – IPS Eris[®] (Ivoclar-Vivadent); Grupo B – In Ceram[®] Alumina (Vita); Grupo C – In Ceram Zircônia[®] (Vita); Grupo D – Procera[®] AllCeram Alumina (Nobel Biocare); Grupo E – Procera[®] AllCeram Zircônia (Nobel). Todas as coroas foram cimentadas em troquéis de titânio usinados com dimensões aproximadas às de um molar. O cimento resinoso G. C. Link Max[®] (G. C. América Inc. Alsip, IL) foi utilizado para a fixação das coroas. Os equipamentos CAD-CAM e Cerec foram utilizados para o escaneamento dos troquéis de titânio destinados à fabricação de infra-estruturas Procera[®] e In-Ceram[®], respectivamente. As infra-estruturas do sistema IPS-Eris[®] foram fabricadas manualmente em laboratório, de acordo com recomendações do fabricante. Para fins de padronização, a aplicação da porcelana de cobertura foi realizada em todas as coroas com a ajuda de um espessímetro. A desadaptação das infra-estruturas foi checada com um aumento de 2,5 vezes. Posteriormente à cimentação, uma pressão constante foi aplicada na superfície oclusal das coroas a uma carga de 5Kgf por 10 minutos. Todos os espécimes foram armazenados em um ambiente úmido por uma semana, antes de serem submetidos aos ensaios mecânicos de compressão. O ensaio foi constituído de montagem dos espécimes em uma máquina de testes universal Instron. A aplicação da carga foi realizada na superfície oclusal das coroas com velocidade de 0,5mm por minuto até a fratura. Os resultados mostraram que o Grupo E (coroas Procera[®] Zircônia) mostraram-se significativamente mais resistentes que os outros grupos testados.

REFERÊNCIAS*

ALBAKRY, M.; GUAZZATO, M.; SWAIN, M. V. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. **Journal of Dentistry**, Sidney, v. 31, p. 181-188, Jan. 2003.

ANUSAVICE, K. J. **Philips Materiais dentários**. 11. ed. Rio de Janeiro: Eusevier, 2005. 764 p.

ATTAR, N.; TAM, L. E.; MCCOMB, D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Toronto, v. 89, n. 2, p. 127-134, Feb. 2003.

ATTIA, A.; KERN, M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Egypt, v. 91, n. 3, p. 247-252, Mar. 2004 a.

ATTIA, A.; KERN, M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Egypt, v. 92, n. 6, p. 551-556, Dec. 2004 b.

BLATZ, M. B. et al. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera® AllCeram Alumina restorations with a modified resin luting agent. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New Orleans, v. 89, n. 4, p. 381-387, Apr. 2003.

BURKE, F. J. T. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic. **Dental Materials**, England, v. 15, p. 359-362, Mar. 1999.

CAMPOS, R. E. **Resistência à fratura e adaptação marginal de coroas totais executadas em diferentes técnicas**. 2005. 123 p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara.

CASSON, A. M.; JONES, J. C. G.; YOUNGSON, D. J. W. The effect of luting media on the fracture resistance of a flame sprayed all-ceramic crown. **Journal of Dentistry**, England, v. 29, p. 539-544, 2001.

CHAI, J. et al. Probability of fracture of all-ceramic crowns. **International Journal of Prosthodontics**, Chicago, v. 13, n. 5, p. 420-424, 2000.

*Baseado em:

FRANÇA, J. L.; VASCONCELLOS, A. C. **Manual para normatização de publicações técnico-científicas**. 7 ed. Belo Horizonte: UFMG, 2004. 243 p.

HASELTON, D. R; et. al. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Iowa, v. 83, n. 4, p.396-401, 2000.

HILGERT, E. et al. Sistema IPS Empress 2[®] - Técnicas de Confecção de Restaurações. **Revista Brasileira de Prótese Clínica & Laboratorial**, Curitiba, v. 3, n. 15, p. 361-370, Set./Out. 2001.

IVOCLAR VIVADENT. **Instruções de uso do sistema IPS Empress 2[®]**, Germany, nov. 2002.

KOMINE, F. et al. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Germany, v. 92, n. 4, p. 359-364, Oct. 2004.

LAWN,

LIN, M. T. et al. The effect of tooth preparation form on the fit of Procera[®] copings. **The International Journal of Prosthodontics**, Taiwan, v. 11, n. 6, p. 580-590, 1998.

MAY, K. B. et al. Precision of fit: The Procera[®] AllCeram crown. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Michigan, v. 80, n. 4, p. 394-404, Oct. 1998.

MCLAREN, E. A. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. **Compendium**, Los Angeles, v. 19, n. 3, p. 307-325, Mar. 1998.

NEIVA, et al. Resistance to fracture of three All-Ceramic systems. **Journal of Esthetic Dentistry**, Curitiba, v. 10, n. 2, p. 60-66, 1998.

NETO, G.; BURGER, R. C. Inlay/Onlay metálica e estética. In: NETO, G. & BURGER, R. C. **Inlay e Onlay de Porcelana**. São Paulo: Santos, 1998. Cap. 9, P. 235-274.

ODMAN, P.; ANDERSON, B. Coroas Procera[®] AllCeram: estudo clínico prospectivo com acompanhamento de 5 a 10,5 anos. **The International Journal of Prosthodontics**, Suécia, v. 14, n. 6, p. 504-509, 2001.

OTTL, P. et al. The Procera[®] AllCeram system. **International Journal Periodontics Restorative Dent**, Germany, v. 20, n. 2, p. 151-161, 2000.

PALLIS, K. et al. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Texas, v. 91, n. 6, p. 561-569, Jun. 2004.

PEGORARO, L. F. Prótese fixa. In: PEGORARO, L. F. **Preparos de dentes com finalidade protética**. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2001. Cap. 3, p. 43-67.

PHILIP G. K.; BRUKL. C. E. Compressive strength of conventional, tin foil, and all-ceramic crowns. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 52, p. 215-220, 1984.

PIWOWARCZYK, A.; LAUER, H.; SORENSEN, J. A. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Germany, v. 92, n. 3, p. 265-273, Sep. 2004.

POTIKET, N.; CHICHE, G.; FINGER, I. M. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, New Orleans, v. 92, n. 5, p. 491-495, Nov. 2004.

PRESTIPINO, V.; INGBER, A.; KRAVITZ. J. Clinical and laboratory considerations in the use of a new all-ceramic restorative system. **Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry**, Maryland, v. 10, n. 5, p. 567-575, Jun/Jul. 1998.

SAMPAIO, I. B. M. **Estatística aplicada à experimentação animal**. 2. ed. Belo Horizonte: FEP-MVZ, 2002, 264p.

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

SNYDER, M. D.; HOGG, K. D. Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. **The Journal of Contemporary Dental Practice**, Michigan v. 6, n. 4, p. 1-6, nov. 2005.

SOARES, C. J. Emprego de cerâmica pura na reabilitação estética e funcional de dentes anteriores com núcleos metálicos e escurecimento coronário. **Revista Brasileira de Prótese Clínica & Laboratorial**, Curitiba, v. 4, n. 18, p.168-174, 2002.

SOBRINHO, L. C.; KNOWLES, J. C. Effect of convergence angle and luting agent on the fracture strength of In Ceram crowns. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, Piracicaba, v. 10, p. 493-496, 1999.

TINSCHERT, J. et al. Structural reliability of alumina, feldspathic, leucite, mica and zirconia-based ceramics. **Journal of Dentistry**, Germany, v. 28, p. 529-535, 2000.

VEDOVATO, E.; JACOBSEN, J.; YASUDA, S. H. A prótese fixa livre de metal (metal-free). In: CARDOSO, R. J. A.; GONÇALVES, E. A. N. **Oclusão, ATM, Prótese, Prótese sobre implantes e Prótese Bucomaxilofacial**. **Odontologia 6**. São Paulo: Artes Médicas, 2002. Cap. 14, p. 319-341.

WEBBER, B.; MCDONALD, A.; KNOWLES, J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, London, v. 89, n. 2, p. 154-160, Feb. 2003.

YOSHINARI, M.; DÉRAND, T. Fracture strength of all-ceramic crowns. **The International Journal of Prosthodontics**, Japan, v. 7, n. 4, p. 329-338, 1994.

ZIDAN, O.; FERGUSON, G. C. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Minnesota, v. 89, n. 6, p. 565-571, Jun. 2003.

1 INTRODUÇÃO

Desde o início do século XX, restaurações da cor dos dentes são um grande desejo dos pacientes. A manutenção clínica das restaurações estéticas, porém, tornou-se uma grande preocupação por parte dos profissionais de odontologia. Dentre os materiais estéticos, a porcelana apresenta-se em destaque, devido à sua alta translucidez e policromia. Apesar das coroas totais de porcelana feldspática terem sido uma alternativa bastante estética, estas se apresentavam pouco precisas quanto à adaptação marginal, causada por discrepâncias significativas de contração no momento de sua cocção. Além disso, apresentavam-se frágeis para utilização confiável, por sua friabilidade e conseqüente susceptibilidade à fratura (VEDOVATO et al. 2002).

Com o objetivo de solucionar tais problemas, na década de sessenta foram desenvolvidas as restaurações metalo-cerâmicas, que objetivaram integrar as boas propriedades dos metais, como melhor resistência e adaptação, à excelente estética proporcionada pelas porcelanas. O resultado obtido em relação à durabilidade, forma e função destas restaurações foi muito satisfatório.

Apesar de eficientes, as restaurações metalo-cerâmicas apresentam limitações difíceis de se corrigir laboratorialmente. A opacidade provocada pelo metal torna crítica a confecção de coroas com pequena distância vestibulo-lingual ou palatina. Da mesma forma, a estética gengival pode ser comprometida pelo sombreamento do metal, principalmente em pacientes com gengiva fina e

vascular. Como os pacientes estão cada vez mais exigentes, estes problemas são inaceitáveis. Com isso, houve a necessidade do desenvolvimento de novas restaurações que apresentassem estética, resistência e adaptação marginal tão satisfatórias quanto das coroas metalo-cerâmicas (ANUSAVICE, 2005).

Tal desenvolvimento iniciou-se em 1965, quando McLean & Hungues criaram uma cerâmica sem infra-estrutura metálica, com o dobro da resistência das porcelanas feldspáticas, apresentando 40% de fase cristalina de óxido de alumínio dispersa em matriz vítrea. Daí por diante, outros cristais passaram a ser incorporados à matriz vítrea das porcelanas para aumentar sua resistência, sendo estas largamente utilizadas como coroas, “inlays”, “onlays” e facetas laminadas (SOARES et al. 2002).

Hoje, por meio de vários testes para obter-se um material que atenda melhor a todas as necessidades descritas, desenvolveram-se restaurações que consistem basicamente em uma infra-estrutura de material cerâmico reforçado, recoberta com porcelana feldspática. Vários sistemas estão disponíveis no mercado como, por exemplo, IPS Empress 2[®] (Ivoclar - Vivadent) e Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare).

Estas restaurações, conhecidas como restaurações sem metal ou de cerâmica pura, agregaram ainda os conceitos de adesão. Conforme especificação do fabricante, o sistema IPS Empress 2[®] (IVOCLAR, 2002), deve ser fixado dentro da técnica de cimentação adesiva. Já o sistema Procera[®] AllCeram preconiza a mesma técnica da cimentação de estruturas metálicas.

Freqüentemente encontramos dados conflitantes na literatura, quando resistência à fratura e agentes cimentantes são relacionados. Yoshinari & Dérand (1994) constataram que coroas de porcelana feldspática aluminizadas (Vitadur[®] - Vita) apresentaram maior resistência à compressão quando cimentadas com cimento resinoso em relação à cimentação realizada com fosfato de zinco e ionômero de vidro. Em contrapartida, Casson et al. (2001) concluíram que os agentes cimentantes afetaram significativamente a resistência à fratura de coroas de cerâmica infiltrada com óxido de alumínio (TechCeram[®]), sendo que as coroas cimentadas com fosfato de zinco e cimento resinoso não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si, mas mostraram resistência significativamente maior que as coroas cimentadas com ionômero de vidro. Estes achados corroboram com o estudo realizado por Sobrinho & Knowles (1999), que mostrou que as coroas cerâmicas infiltradas com óxido de alumínio (In-Ceram[®] - Vita) apresentaram resistência à compressão significativamente maior quando cimentadas com fosfato de zinco em relação à cimentação realizada com ionômero de vidro.

Diante do exposto, este estudo se propôs a avaliar a resistência à compressão de dois tipos de infra-estruturas cerâmicas variando-se os agentes cimentantes, além de avaliar a possível relação entre desadaptação marginal e resistência à compressão de tais infra-estruturas.

3 OBJETIVOS

Os objetivos do presente estudo foram:

- Avaliar a resistência à compressão de infra-estruturas dos sistemas Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare) e IPS Empress 2[®] (Ivoclar – Vivadent) variando-se os agentes cimentantes fosfato de zinco (SS White[®]) e cimento resinoso (C&B[®]);
- Avaliar a possível relação entre desadaptação marginal e resistência à compressão dos grupos de infra-estruturas cerâmicas.

6 DISCUSSÃO

Este estudo *in-vitro* avaliou a resistência à compressão de dois sistemas cerâmicos utilizando-se dois agentes cimentantes diferentes. Também foi avaliada a possível relação entre desadaptação marginal e resistência à compressão. A hipótese nula foi a inexistência de diferença estatisticamente significativa entre a resistência à fratura dos sistemas IPS Empress 2[®] (Ivoclar – Vivadent) e Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare), independentemente do agente cimentante utilizado.

Há várias formas de simular a situação clínica em um ambiente *in-vitro* para estudos que avaliam a resistência à compressão de coroas cerâmicas. Devem ser considerados o tipo de preparação, o material utilizado como substrato para cimentação, a microestrutura do material cerâmico bem como sua técnica de fabricação, e os agentes e métodos de cimentação utilizados. Outros fatores importantes são a temperatura do ambiente, o tipo de teste mecânico utilizado e a direção e localização de aplicações de cargas (ATTIA & KERN, 2004 b).

Os resultados deste estudo indicaram relações intermateriais, mas não podem ser totalmente extrapolados para a prática clínica devido a aspectos que serão descritos posteriormente.

A resistência estrutural é determinada pela utilização de uma correta preparação, com reduções oclusais e axiais uniformes e utilização de uma terminação adequada. Segundo Yoshinari & Dérand (1994) a forma da preparação tem impacto na distribuição de tensões e na performance clínica de coroas cerâmicas. Utilizamos um

preparo com redução axial de 1,5mm e redução oclusal de 2,0mm (MAY et al. 1998; BURKE, 1999; OTTL et al. 2000; ATTIA & KERN, 2004 a, 2004 b). O término utilizado foi em chanfro e os ângulos internos foram arredondados (MAY et al. 1998; OTTL et al. 2000; KOMINE et al. 2004). A terminação em chanfro deve ser utilizada de modo a proporcionar uma espessura suficiente ao material restaurador, bem como uma adequada integridade marginal e menor desadaptação. Os ângulos internos devem ser arredondados para diminuição de incidência de fraturas causadas por pontos de concentração de tensões (MAY et al. 1998; LIN et al. 1998; KOMINE et al. 2004).

A convergência oclusal utilizada no preparo foi de aproximadamente 5° para a primeira inclinação, e de aproximadamente 10° para segunda inclinação. Estes dados corroboram com Yoshinari & Dérand (1994), May et al. (1998), Prestipino et al. (1998) e Pegoraro, 2001. Em contrapartida, Philip & Brukl (1984) e Pallis et al. (2004) utilizaram uma convergência oclusal nos preparos de 2,5° e 3°, respectivamente. Segundo Pallis et al. (2004), a convergência de 3° utilizada foi uma limitação em seu estudo, visto que, clinicamente, as preparações são realizadas com 6° a 10° de convergência oclusal. Sobrinho & Knowles (1999) compararam a resistência à fratura de coroas cerâmicas fabricadas em preparos de 8° ou 16° de convergência oclusal e os resultados mostraram que não houve diferença significativa na resistência entre os preparos com as duas convergências oclusais quando o mesmo agente cimentante foi utilizado. Julgamos que a convergência oclusal utilizada em nosso preparo conferiu visão adequada, suficiente retenção friccional das infra-estruturas, além de possibilitar a correção de imprecisões no processo de sua execução, permitindo a melhor fixação possível das restaurações. Ademais, segundo Pallis et al. (2004), preparos com menor

convergência dificultam o escoamento do cimento, fazendo com que haja maior linha de cimentação.

No presente estudo, foi utilizado um troquel metálico de aço como substrato para cimentação das coroas cerâmicas. Estudos prévios também utilizaram este material, como o de Sobrinho & Knowles (1999), Webber et al. (2003) e Snyder & Hogg (2005). Julgamos oportuno utilizá-lo pelo fato de as cerâmicas sempre serem cimentadas em um substrato com as mesmas propriedades físicas e com a mesma preparação, facilitando a padronização.

Outros autores, como Yoshinari & Dérand (1994), Burke (1999), Casson et al. (2001), Zidan & Ferguson (2003), Komine et al. (2004), Attia & Kern (2004 a, 2004 b) e Potiket et al. (2004) utilizaram dentes naturais como substrato para cimentação de coroas totalmente cerâmicas. A justificativa dos autores para o uso de dentes foi a reprodução da distribuição de forças semelhante à situação clínica. Em contrapartida, podemos citar como desvantagens a diferença nas propriedades mecânicas de vários dentes naturais, resultando em altos desvios padrão. Esta diferença é decorrente da variação de condições e tempo de estocagem após a exodontia e da variação da qualidade do substrato dentinário e idade do paciente no momento da exodontia. Podem ocorrer outros problemas difíceis de serem sanados e que podem influir nos resultados, como variação da anatomia e dimensão do elemento dental, além da variabilidade na preparação. Fatalmente ocorrerá uma variabilidade na forma do preparo, a menos que se utilizem métodos especiais para padronização da preparação, como no estudo de Attia & Kern (2004 a, 2004 b). A padronização das preparações realizada pelos autores citados consistiu na utilização de um dispositivo personalizado, no qual pontas adiamantadas foram adaptadas para realização do preparo. Já Komine

et al. (2004) e Potiket et al. (2004) não utilizaram nenhum método para padronização dos preparos dentais.

Em vários trabalhos, tais como o de Philip & Brukl (1984), Scherrer & Rijk (1993), Neiva et al. (1998), Chai et al. (2000) e Pallis et al. (2004), foram utilizados troquéis de resina com alto conteúdo de carga. Os autores justificaram o uso deste material devido ao seu módulo de elasticidade ser semelhante ao da dentina humana e por proporcionar a utilização de preparações idênticas. Como desvantagens, podemos citar o risco de presença de bolhas internas no momento da confecção dos troquéis, o que pode piorar e variar suas propriedades mecânicas, e a possibilidade de surgimento de porosidades superficiais.

Outro fator complicador relacionado ao uso de troquéis de resina e dentes naturais é o modo de fratura. Chai et al. (2000) investigaram a probabilidade de fratura de sistemas totalmente cerâmicos e constataram que metade dos espécimes de cada grupo apresentou fratura apenas na estrutura cerâmica, enquanto que a outra metade apresentou fratura da estrutura cerâmica/troquel de resina ou fratura somente do troquel de resina. Já no trabalho de Pallis et al. (2004) não ocorreu nenhuma fratura em troquéis de resina posteriormente à submissão dos espécimes ao ensaio mecânico. Campos (2005) avaliou a resistência à fratura de restaurações indiretas e analisou seus modos de falha, constatando que metade das fraturas de coroas cerâmicas ocorreram envolvendo somente a coroa e a outra metade envolveu a coroa e a raiz remanescente. As fraturas em coroas de cerômero apresentaram 100% de envolvimento do remanescente dental com fraturas cervicais ou longitudinais. Potiket et al. (2004) compararam a resistência à fratura de coroas totalmente cerâmicas e coroas

metalocerâmicas cimentadas em dentes naturais e constataram que todas as fraturas ocorridas foram modo V, ou seja, fraturas ocorridas apenas no tecido dentário.

Estes dados mostram que, muitas vezes, a fratura ocorre no substrato antes de ocorrer na cerâmica testada. O motivo pode ser pelas restaurações não terem excedido os seus limites de deformação antes do troquel ou estrutura dental. Clinicamente isto significa que o remanescente dental fraturou previamente à cerâmica, o que não é desejável, indicando que a cerâmica testada é excessivamente rígida. Entretanto, a variabilidade dos resultados mostrados acima nos leva a crer que a fratura pode ocorrer também por variações das propriedades físicas dos troquéis/dentes extraídos, ou por outras variáveis como: desadaptação marginal das margens da estrutura cerâmica ao troquel, desenho cavitário com ângulos arredondados ou não e tipo de material de cimentação.

As infra-estruturas Procera[®] foram confeccionadas pela técnica CAD/CAM, através da qual o preparo foi digitalizado por um *scanner* e as informações foram transmitidas eletronicamente para a fabricação das infra-estruturas (ODMAN & ANDERSON, 2001). Através desta técnica, a espessura das infra-estruturas foi padronizada através de um processo computadorizado, de forma que todos os espécimes do sistema Procera[®] apresentaram, invariavelmente, a espessura de 0,6mm, sendo esta a espessura máxima permitida para as infra-estruturas deste sistema.

O sistema IPS Empress 2[®] utiliza o processo de cera perdida para a confecção das infra-estruturas. Desta maneira, os espécimes foram encerados e um espessímetro foi utilizado para medição da espessura das superfícies oclusal, mesial,

distal, vestibular e palatina. Este procedimento foi realizado de forma criteriosa e por apenas um operador para diminuir ao máximo a variabilidade humana. Procedimentos semelhantes também foram realizados por Komine et al. (2004) e Snyder & Hogg (2005). Outras pesquisas, como a de Philip & Brukl (1984), Yoshinari & Dérand (1994), Sobrinho & Knowles (1999), Webber et al. (2003) e Pallis et al. (2004) utilizaram uma máquina de escultura para padronização da espessura de coroas cerâmicas. Este dispositivo parece ser um bom método e é composto de uma lâmina que circunda todo o enceramento/cerâmica, removendo excessos e conferindo a espessura apropriada. Apesar de confiável, este dispositivo não caberia no presente estudo, pois é necessário que o preparo seja cilíndrico para que a lâmina o circunde, e o preparo que utilizamos reproduziu um dente natural, apresentando a forma oval. Chai et al. (2000) e Attia & Kern (2004 a) utilizaram um molde confeccionado a partir de um dente natural íntegro para padronização da espessura de cerâmicas. Para o presente estudo esta técnica também não seria apropriada, pois foram utilizadas apenas infra-estruturas nos testes, sem aplicação de cobertura cerâmica.

A espessura mínima recomendada pelo fabricante de IPS Empress 2[®] é de 0,8mm. Utilizamos a espessura de 1,2mm por ser esta a espessura normalmente utilizada clinicamente.

O objetivo básico de toda restauração é estar bem adaptada e com uma linha mínima de cimento, para que a prótese possa permanecer em função o maior tempo possível no meio bucal. Mesmo com as melhores técnicas e materiais utilizados na confecção de uma prótese, sempre haverá algum desajuste entre as margens da restauração e o término cervical do dente preparado (PEGORARO, 2001).

Os resultados do presente estudo mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre a desadaptação marginal dos sistemas Procera[®] (135,00 μ m \pm 26,28 μ m) e IPS Empress 2[®] (148,00 μ m \pm 25,33 μ m) ao troquel de gesso, embora a desadaptação marginal ao troquel metálico tenha sido significativamente maior para o sistema IPS Empress 2[®] (175,80 μ m \pm 30,77 μ m) em relação ao sistema Procera[®] (115,72 μ m \pm 10,32 μ m). A maior desadaptação do sistema IPS Empress 2[®] ao troquel metálico nos conduz a alteração dimensional da cerâmica. Parece-nos maior a possibilidade de ter ocorrido contração de cocção maior que a aceitável, provavelmente pelo revestimento não haver expandido a quantidade desejada, e conseqüentemente, não haver compensado a contração cerâmica. De fato, o fabricante não informa a medida exata de líquido expensor que deva ser acrescido ao pó de revestimento, e isso pode ter induzido o técnico laboratorial a erro, causando variabilidade na contração da cerâmica e na desadaptação marginal. Embora o processo de cera perdida seja largamente utilizado para confecção de restaurações indiretas, outras variáveis também podem ter influenciado a desadaptação destas infra-estruturas, como por exemplo: espaçador utilizado, temperatura da sala, tipo de cera, habilidade do protético, realização do vedamento marginal, inclusão, etc. Ademais, o próprio processo de desinclusão com jato de pérolas de vidro pode determinar alterações marginais. Estes achados corroboram com Pallis et al. (2004), que encontraram uma maior desadaptação marginal e conseqüente maior linha de cimentação para o sistema IPS Empress 2[®] em relação aos sistemas Procera[®] e In-Ceram[®], e ainda uma grande variação entre a espessura de cimento em diferentes locais para o sistema IPS Empress 2[®].

Verificou-se também que a desadaptação marginal do sistema IPS Empress 2[®] ao troquel metálico ($175,80\mu\text{m} \pm 30,77\mu\text{m}$) foi significativamente maior que ao troquel de gesso ($148,00\mu\text{m} \pm 25,33\mu\text{m}$). Tal fato pode ser explicado pelo rompimento do gesso (por sua menor resistência) no momento do assentamento da infra-estrutura ao troquel, diminuindo a desadaptação marginal. Parece-nos que alterações nas moldagens e obtenção dos troquéis podem ser descartadas por duas razões: em primeiro lugar, os resultados demonstrados pelo sistema Procera[®] não apresentaram diferenças significativas na desadaptação marginal entre o troquel de gesso ($135,00\mu\text{m} \pm 26,28\mu\text{m}$) e troquel metálico ($115,72\mu\text{m} \pm 10,32\mu\text{m}$), e isto nos leva a raciocinar que o troquel de gesso representa a cópia fiel do troquel metálico. Em segundo lugar, os troquéis de gesso foram divididos aleatoriamente após a confecção de todos. Desta forma, as variações ocorreram nos passos posteriores.

A desadaptação marginal das infra-estruturas IPS Empress 2[®] ao troquel metálico foi superior ao limite de $120\mu\text{m}$, sugerido por May et al. (1998) e Lin et al. (1998). A mesma falha marginal também foi relatada por Neiva et al. (1998) para os sistemas In-Ceram[®] ($135\mu\text{m}$) e Procera[®] ($225\mu\text{m}$). Além do que foi citado em relação a desadaptação do sistema IPS Empress 2[®], devemos chamar atenção para a desadaptação marginal do sistema Procera[®], que apesar de ser significativamente menor, apresentou-se no limite do que é sugerido clinicamente. No presente estudo, os troquéis foram enviados ao laboratório comercial, ficando expostos a variáveis que podem comprometer a adaptação como: utilização de um troquel refratário 15 a 20% maior que o troquel original para compensar a contração da cerâmica; leitura do término

do preparo, que depende da habilidade do operador, além da ponta do *scanner*, que pode apresentar diâmetro maior que os ângulos internos do preparo.

Os espécimes foram armazenados em soro fisiológico por 24 horas antes dos ensaios mecânicos. Devemos considerar que a realização imediata dos ensaios logo após a cimentação das infra-estruturas poderia levar à diminuição da resistência à fratura, tendo em vista que a cura final dos cimentos não teria ocorrido. O mesmo tempo de armazenamento foi largamente utilizado por outros autores como Scherrer & Rijk (1993), Yoshinari & Dérand (1994), Sobrinho & Knowles (1999), Attar et al. (2003), Attia & Kern (2004 a, 2004, b) e Komine et al. (2004). A mesma solução de armazenamento foi adotada por Potiket et al. (2004) e Campos (2005).

Para a realização dos ensaios de compressão, utilizamos uma esfera metálica posicionada na superfície oclusal das infra-estruturas cerâmicas (PHILIP & BRUKL, 1984; YOSHINARI & DÉRAND, 1994; NEIVA et al. 1998; BURKE, 1999; CASSON et al. 2001; ATTIA & KERN, 2004 a; PALLIS et al. 2004) e a carga compressiva foi aplicada a uma velocidade de 1mm por minuto até a fratura dos espécimes. (PHILIP & BRUKL, 1984; SOBRINHO & KNOWLES, 1999; CASSON et al. 2001; ATTIA & KERN, 2004 a). Como limitações desta técnica, podemos citar a aplicação apenas vertical da carga, sendo que cargas complexas são aplicadas em restaurações durante a mastigação. Outro fator é a aplicação da carga em um único ciclo, sendo que clinicamente as restaurações podem falhar por propagações de trincas na cerâmica devido à fadiga causada pela mastigação (PALLIS et al. 2004; WEBBER et al. 2003). Apesar das limitações citadas, este experimento dirigiu-se a um tipo de aplicação de carga disponível no laboratório e que representa a direção principal das forças que atuam em dentes posteriores.

Quando a variável cerâmica foi comparada, os resultados mostraram que o sistema IPS Empress 2[®] foi significativamente mais resistente que o sistema Procera[®], independentemente do agente cimentante utilizado.

O elevado volume de partículas de dissilicato de lítio presentes no IPS Empress 2[®] uniformemente unidas à matriz vítrea, forma uma estrutura entrelaçada que bloqueia a propagação de trincas, elevando a resistência do material (GARONE NETO & BURGER, 1998; HILGERT et al. 2001). Segundo Albakry et al. (2003), o sistema IPS Empress 2[®] é o mais representativo entre os vidros ceramizados e tem sido bem aceito pelos pacientes devido a sua excelente resistência e estética. O autor concluiu que o sistema IPS Empress 2[®] apresenta maior resistência à fratura e menor dureza que o IPS Empress[®], o que pode ser benéfico para sua aplicação clínica.

No estudo de Pallis et al. (2004), não houve diferença estatisticamente significativa entre a resistência à compressão do sistema IPS Empress 2[®], Procera[®] e In-Ceram[®] Zircônia quando a cimentação adesiva foi utilizada. O mesmo aconteceu no estudo de Attia & Kern (2004 b), no qual foram comparados os sistemas IPS Empress 2[®] e ProCAD[®] cimentados com diferentes agentes cimentantes e nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos testados.

A maior resistência à fratura encontrada no presente estudo para o sistema IPS Empress 2[®] pode ser atribuída, dentre alguns fatores, à espessura de 1,2mm utilizada nas infra-estruturas. Segundo Pegoraro (2001), para uma adequada rigidez estrutural, a restauração deve apresentar espessura suficiente de material restaurador para resistir às forças mastigatórias. Pallis et al. (2004) utilizaram em seu estudo a espessura de 0,7mm nas paredes axiais e 1mm na superfície oclusal para o sistema

IPS Empress 2[®] e obtiveram menor resistência (771 a 1115N) em relação ao sistema Procera[®] (859 a 1086N) e In-Ceram[®] Zircônia (998 a 1183N), apesar de não se apresentarem estatisticamente diferentes. Outro fator que pode ser relacionado ao melhor comportamento do sistema IPS Empress 2[®] é o seu menor módulo de elasticidade (103Gpa, segundo Attar et al. 2003) em relação ao sistema Procera[®] (390GPa, segundo a Nobel Biocare). De acordo com Anusavice (2005), o módulo de elasticidade descreve a relativa rigidez de um material e é medido pela curva da porção elástica de um diagrama tensão *versus* deformação. O módulo de elasticidade não mede a resistência do material e sim a sua capacidade de deformação antes do seu limite de proporcionalidade (deformação elástica), a partir do qual o material iniciará uma deformação plástica. Assim, quanto maior o módulo de elasticidade, maior a rigidez do material e menor a sua capacidade de deformação elástica. Como a carga foi aplicada diretamente sobre as infra-estruturas, a menor rigidez do sistema IPS Empress 2[®] pode ter feito com que ele sofresse maiores deformações e liberasse maiores tensões antes de fraturar-se, suportando cargas maiores. O fato de não ter sido aplicada uma cobertura cerâmica sobre as infra-estruturas também pode ter influenciado nos resultados. Se houvesse uma cobertura cerâmica sobre o sistema IPS Empress 2[®], a sua maior deformação poderia transferir mais tensões à interface entre cobertura/infra-estrutura cerâmica e o conjunto poderia fraturar a cargas menores. Estes dados são confirmados por McLaren (1998), que ainda complementa que a porcelana feldspática adquire maior resistência quando unida a um substrato com alta rigidez.

Segundo Odman & Anderson (2001), o sistema Procera[®] demonstrou excelentes propriedades mecânicas devido ao alto conteúdo de óxido de alumínio

(99,9%) densamente sinterizado de suas infra-estruturas. Em seu estudo clínico, de setenta e uma coroas confeccionadas e reavaliadas após o período de 5 a 10,5 anos, apenas quatro sofreram fraturas irreparáveis.

O sistema Procera[®] é produzido industrialmente, o que pode otimizar a sua confiabilidade estrutural e diminuir a probabilidade de falhas (TINSCHERT et al. 2000). No presente estudo, o sistema Procera[®] apresentou resistência à fratura significativamente menor que o sistema IPS Empress 2[®], independente do agente cimentante utilizado. O sistema Procera[®] apresenta uma alta tenacidade de fratura e alta resistência. Por outro lado, a espessura de apenas 0,6mm pode ter comprometido a sua performance. Segundo Lawn et al. (2004), trincas são formadas na superfície interna da infra-estrutura sob valores de carga relativamente baixos, especialmente quando a espessura da infra-estrutura é pequena. Ainda segundo os autores, infra-estruturas com alto módulo de elasticidade, como as de alto conteúdo de óxido de alumínio, podem se tornar vulneráveis por sua alta rigidez, propiciando maior formação de trincas, sendo indispensável uma maior espessura de material. Estes achados são confirmados por Anusavice (2005) que ainda complementa que as cerâmicas são frágeis e quando se apresentam excessivamente rígidas e sem capacidade de deformação elástica, elas podem fraturar sob condições de concentrações de tensões localizadas. Desta forma, pode ocorrer falha sob cargas menores que a sua real resistência.

Apesar dos resultados, a média de resistência de 717,36N indica que o sistema Procera[®] apresentou uma adequada resistência e estes valores estão de

acordo com outros trabalhos, como o de Blatz, et al. (2003), Neiva et al. (1998) e Chai et al. (2000).

Attia & Kern (2004 b) constataram que a força de mastigação para região posterior gira em torno de 40N, enquanto o valor máximo de forças de mastigação, como em casos de pacientes com parafunção, varia de 200N a 540N. Apesar de não ser possível a comparação direta dos resultados deste estudo com a situação clínica, os valores de resistência do sistema Procera[®] e do sistema IPS Empress 2[®] ultrapassaram os valores máximos de forças mastigatórias. Este fato também ocorreu nos estudos de Sobrinho & Knowles (1999), Webber et al. (2003) e Snyder & Hogg (2005). Realmente, as propriedades físicas do troquel metálico utilizado neste estudo o tornam menos suscetível a deformações e isso faz com que o material testado frature sem influência de tensões que poderiam ser transmitidos pelo substrato onde ele foi fixado. Pesquisas como a de Scherrer & Rijk (1993) têm demonstrado que a resistência à fratura de restaurações fixadas em troquéis com alto módulo de elasticidade é maior se comparada à resistência de restaurações fixadas em troquéis menos rígidos.

Outra variável utilizada neste estudo é o agente cimentante, tendo sido eleitos para avaliação o cimento resinoso quimicamente polimerizável, C&B[®] (Bisco) e o fosfato de zinco (SS White[®]). Tradicionalmente, o cimento fosfato de zinco tem sido o mais popular na fixação de restaurações metálicas ou metalocerâmicas, apesar das suas desvantagens já documentadas, como solubilidade, ausência de adesão à estrutura dentária e baixo pH inicial. Entretanto, como fatores positivos, podemos citar o alto módulo de elasticidade, radiopacidade e simplicidade da técnica (ATTAR et al. 2003 e PIWOWARCZYK et al. 2004).

Segundo Attar et al. (2003) e Blatz et al. (2003), os cimentos resinosos apresentam propriedades mecânicas superiores, além de demonstrarem melhora nas propriedades retentivas, adaptação marginal e resistência à fratura de restaurações indiretas. Em contrapartida, podemos citar como desvantagens, dentre outras, a sensibilidade da técnica e dificuldades no controle da umidade.

Quanto à relação entre resistência à tração de restaurações cerâmicas e agentes cimentantes, Zidan & Ferguson (2003) avaliaram a retenção de coroas totais cerâmicas confeccionadas sobre preparos com três tipos de convergências oclusais e cimentadas com dois cimentos convencionais e dois cimentos adesivos. Os resultados mostraram que a resistência retentiva para os três tipos de convergências oclusais utilizados foi significativamente menor para os cimentos convencionais, em relação à dos cimentos resinosos.

Em relação à resistência ao cisalhamento, Piwowarczyk et al. (2004) investigaram a resistência de diferentes agentes cimentantes. Os espécimes cimentados com cimentos resinosos apresentaram maior resistência ao cisalhamento que os cimentados com fosfato de zinco, ionômero de vidro e ionômero de vidro modificado por resina.

Por outro lado, os dados são mais controversos quando relacionamos resistência à compressão de restaurações indiretas e agentes cimentantes. Segundo Blatz et al. (2003), coroas totalmente cerâmicas podem alcançar sucesso clínico por longo prazo utilizando agentes cimentantes convencionais, mas poucos estudos acerca deste tema foram realizados.

Vários autores defendem a hipótese de que a cimentação adesiva é a mais confiável para conferir sucesso clínico às restaurações cerâmicas. Yoshinari & Dérand

constataram que coroas de porcelana feldspática aluminizadas (Vitadur[®] - Vita) apresentaram maior resistência à compressão quando cimentadas com cimento resinoso em comparação à cimentação realizada com fosfato de zinco e ionômero de vidro. Os autores ainda relataram como razões para o melhor comportamento do cimento resinoso a diminuição de tensões associada ao tratamento das superfícies cerâmicas e a diminuição de tensões ao longo da superfície interna das coroas pela união entre o agente cimentante, coroa cerâmica e tecido dentário. Em contrapartida, no estudo de Casson et al. (2001), as coroas cerâmicas cimentadas com fosfato de zinco e cimento resinoso não apresentaram diferenças de resistência estatisticamente significantes entre si, mas mostraram resistência significativamente maior que as coroas cimentadas com ionômero de vidro.

No presente estudo, foram avaliados apenas os agentes cimentantes, sem associar nenhum tipo de tratamento de superfície das cerâmicas ou superfície do troquel. Comparando os agentes cimentantes dentro do grupo de infra-estruturas IPS Empress 2[®], observa-se que o grupo cimentado com cimento resinoso apresentou resistência significativamente maior ($1728,72\text{N} \pm 184,72\text{N}$) que o grupo cimentado com fosfato de zinco ($1248,52\text{N} \pm 199,71\text{N}$). Sabe-se que o cimento fosfato de zinco apresenta um alto módulo de elasticidade (em torno de 9Gpa, segundo ATTAR et al. 2003) e uma adequada resistência à compressão (104Mpa, segundo ANUSAVICE, 2005), além de mostrar um comprovado sucesso quando associado a restaurações metálicas fundidas e coroas metalocerâmicas, que normalmente apresentam uma desadaptação marginal inferior a 100 μm . A grande desadaptação marginal do sistema IPS Empress 2[®] ao troquel metálico ($175,80\mu\text{m} \pm 30,77\mu\text{m}$) gerou uma linha de

cimentação mais espessa que a encontrada para restaurações associadas ao metal. Segundo Pallis et al. (2004), o maior volume de agente cimentante, que é um material com baixo módulo de elasticidade, pode causar diminuição na resistência à fratura de coroas cerâmicas devido à maior concentração de tensões na região.

Devemos considerar também as propriedades mecânicas do cimento resinoso quando analisamos o seu melhor desempenho em relação ao fosfato de zinco. Segundo Attar et al. (2003) o cimento resinoso apresenta melhor resistência flexural (em torno de 85GPa) que os cimentos convencionais (em torno de 20GPa), além de um adequado módulo de elasticidade (em torno de 8GPa) e maior resistência à compressão que o cimento fosfato de zinco (cerca de 172MPa, segundo ANUSAVICE, 2005). A natureza polimérica dos cimentos resinosos otimiza suas propriedades mecânicas, sendo também um fator a ser considerado. Além disso, posteriormente à remoção das infra-estruturas do anel de revestimento, é necessário que elas sejam jateadas com pérolas de vidro. Este procedimento cria microrretenções na infra-estrutura, o que possibilita um “embricamento” mecânico do cimento à sua superfície interna. Estes fatores associados à considerável desadaptação marginal do sistema IPS Empress 2[®], podem ser explicações para um melhor comportamento deste cimento em relação ao fosfato de zinco.

Apesar do pior desempenho do cimento fosfato de zinco em relação ao cimento resinoso quando associado ao sistema IPS Empress 2[®], ele foi mais resistente que o sistema Procera[®] associado aos dois tipos de agentes de cimentação. Este fato pode ser atribuído às propriedades do sistema IPS Empress 2[®] citadas anteriormente e à espessura das infra-estruturas deste sistema utilizadas no estudo. Isto nos leva a crer

que a menor resistência do sistema IPS Empress 2[®] associada ao fosfato de zinco não contra-indica o seu uso, apesar de serem necessários mais dados longitudinais para confirmar se a solubilidade do cimento fosfato de zinco, associada à maior desadaptação marginal inerente aos sistemas cerâmicos, não acarretarão falhas irreparáveis em um curto espaço de tempo.

Haselton et al. (2000) avaliaram em um estudo clínico o desempenho de coroas In-Ceram[®] (Vita) cimentadas há três anos. As coroas reavaliadas apresentaram-se satisfatórias, sendo encontradas apenas três falhas irreparáveis, sendo duas em regiões interproximais e uma na infra-estrutura cerâmica. Segundo os autores, coroas cerâmicas infiltradas de óxido de alumínio podem ser confeccionadas com sucesso para restaurações de dentes anteriores e posteriores, sendo o fosfato de zinco o cimento eleito para cimentação. Segundo Casson et al. (2001), o cimento de fosfato de zinco atribui uma boa resistência às coroas cerâmicas devido ao seu alto módulo de elasticidade, atenuando falhas internas nas restaurações.

Fazendo a comparação entre os agentes cimentantes dentro do grupo de infra-estruturas Procera[®], não houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo cimentado com fosfato de zinco ($713,44N \pm 36,93N$) e o grupo cimentado com cimento resinoso ($721,28N \pm 102,69N$), diferindo dos resultados obtidos para o sistema IPS Empress 2[®]. Uma explicação para este fato pode ser a menor desadaptação marginal e desadaptação interna deste sistema comparada a do sistema IPS Empress 2[®]. Isto acarretou um menor volume de agente cimentante, e conseqüentemente, uma menor concentração de tensões foi transmitida à camada de cimento, o que provavelmente ocasionou um comportamento similar para os dois

cimentos utilizados. Outro fator a considerar deve ser a composição do sistema Procera[®], que não permite o “embricamento” mecânico do cimento, o que poderia favorecer a resistência do cimento resinoso.

Devemos ponderar sobre a real necessidade da utilização do cimento resinoso quando utilizamos os sistemas cerâmicos IPS Empress 2[®] e Procera[®], principalmente quando a retenção friccional do preparo cavitário encontra-se satisfatória. Em estudos *in-vitro*, a técnica é totalmente controlada, embora clinicamente existam vários fatores complicadores como sensibilidade da técnica, que exige grande habilidade do operador no momento da manipulação, remoção de excessos e controle da umidade, além de contração de polimerização, que pode gerar rompimento da camada híbrida, infiltração marginal e sensibilidade pós-operatória (ATTAR et al. 2003). Ademais, tanto o sistema Procera[®] quanto o sistema IPS Empress 2[®] apresentaram adequada resistência à fratura quando associados ao cimento fosfato de zinco.

Os resultados demonstraram que a adaptação do sistema IPS Empress 2[®] em boca deve representar mais cuidado dos clínicos. Apesar das infra-estruturas apresentarem-se razoavelmente adaptadas ao troquel, sugere-se a pintura do preparo e a usinagem da infra-estrutura. Embora neste trabalho estes procedimentos não tenham sido realizados, acredita-se, por analogia aos procedimentos com infra-estruturas metálicas, que estes passos devam ser respeitados clinicamente.

A partir dos resultados, pôde-se perceber que o cimento pode influenciar a resistência à compressão do sistema IPS Empress 2[®]. Parece confiável a indicação dos dois sistemas cerâmicos para confecção de coroas unitárias em dentes posteriores utilizando-se tanto o cimento resinoso quanto o fosfato de zinco, desde que fatores

como desadaptação marginal, espessura da película de cimentação e espessura das infra-estruturas sejam observados.

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Estudos adicionais *in-vitro* utilizando ciclagem mecânica e estudos *in-vivo* longitudinais devem ser realizados para prevermos a longevidade clínica destes sistemas cerâmicos.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados desta pesquisa, foi possível concluir que:

- A desadaptação marginal dos sistemas Procera[®] e IPS Empress 2[®] mostrou-se acima de 100 μ m, o que seria indesejável clinicamente;
- A desadaptação marginal ao troquel metálico foi maior para IPS Empress 2[®] que para Procera[®];
- O sistema IPS Empress 2[®] foi significativamente mais resistente que o sistema Procera[®], independentemente do agente cimentante utilizado;
- Comparando os agentes cimentantes dentro do grupo de infra-estruturas Procera[®], não houve diferença estatisticamente significante entre o grupo cimentado com fosfato de zinco (713,44N \pm 36,93N) e o grupo cimentado com cimento resinoso (721,28N \pm 102,69N);
- Os agentes cimentantes influenciaram a resistência à fratura do sistema IPS Empress 2[®], sendo que o grupo cimentado com cimento resinoso apresentou resistência significativamente maior (1728,72N \pm 184,72N) em relação ao grupo cimentado com fosfato de zinco (1248,52N \pm 199,71N);
- A maior desadaptação marginal encontrada para o sistema IPS Empress 2[®] pode ter influenciado a maior resistência do cimento resinoso em relação ao cimento fosfato de zinco;
- Parece confiável a indicação dos dois sistemas cerâmicos para confecção de coroas unitárias em dentes posteriores utilizando-se tanto o cimento

resinoso quanto o fosfato de zinco, desde que fatores como desadaptação marginal, espessura da película de cimentação e espessura das infra-estruturas sejam observados.

APÊNDICE A

TABELA 11

Média e desvio padrão da desadaptação marginal ao troquel de gesso em micrômetros (μm), obtida de cada espécime através da medição em microscópio comparador

Sistema cerâmico	ESPÉCIME	Média de DM das superfícies M, D, V, P – T. Gesso	Média de DM por grupo
PROCERA®	11	163,00	135,00 \pm 26,28
	8	150,75	
	27	123,92	
	21	94,75	
	10	149,15	
	37	147,35	
	19	133,50	
	16	101,57	
	4	113,00	
	24	173,75	
IPS EMPRESS 2®	28	141,75	148,00 \pm 25,33
	12	137,27	
	3	180,57	
	13	107,92	
	6	133,60	
	30	137,65	
	22	174,82	
	29	180,02	
	20	163,82	
	31	122,57	

APÊNDICE B

TABELA 12

Média e desvio padrão da desadaptação marginal ao troquel metálico em micrômetros (μm), obtida de cada espécime através da medição em microscópio comparador

Sistema cerâmico	ESPÉCIME	Média de DM das superfícies M, D, V, P – T. Metálico	Média de DM por grupo
PROCERA [®]	11	108,50	115,72 \pm 10,32
	8	105,75	
	27	119,50	
	21	130,87	
	10	129,02	
	37	102,00	
	19	113,50	
	16	105,50	
	4	117,50	
	24	125,00	
IPS EMPRESS 2 [®]	28	174,25	175.80 \pm 30,77
	12	166,57	
	3	239,90	
	13	180,67	
	6	161,30	
	30	156,32	
	22	182,60	
	29	181,40	
	20	203,42	
	31	119,00	

APÊNDICE C

TABELA 13

Valores de resistência em newtons (N) e desvio padrão, obtidos de cada espécime no ensaio de compressão

COMBINAÇÃO SC x C	ESPÉCIME	RESISTÊNCIA	MÉDIA
PROCERA® + FOSFATO DE ZINCO	11	735,00	713,44 ± 36,93
	8	754,60	
	27	705,60	
	21	715,14	
	10	656,60	
PROCERA® + CIMENTO RESINOSO	37	578,20	721,28 ± 102,69
	19	784,00	
	16	833,00	
	4	754,60	
	24	656,60	
IPS EMPRESS 2® + FOSFATO DE ZINCO	28	1499,40	1248,52 ± 199,71
	12	1078,00	
	3	1068,20	
	13	1176,00	
	6	1421,00	
IPS EMPRESS 2® + CIMENTO RESINOSO	30	1960,00	1728,72 ± 184,72
	22	1597,40	
	29	1646,40	
	20	1548,40	
	31	1891,40	

