

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
MESTRADO

PÂMELLA TOMAZI GODOY DE OLIVEIRA

**RESTAURAÇÕES ENDOCROWN PRODUZIDAS EM CAD/CAM:  
ENSAIO DE CARGA MÁXIMA DE FRATURA E ANÁLISE DO PADRÃO DE FALHA**

Porto Alegre  
2018

PÓS-GRADUAÇÃO - *STRICTO SENSU*



Pontifícia Universidade Católica  
do Rio Grande do Sul

PÂMELLA TOMAZI GODOY DE OLIVEIRA

**RESTAURAÇÕES ENDOCROWN PRODUZIDAS EM CAD/CAM:  
ENSAIO DE CARGA MÁXIMA DE FRATURA E ANÁLISE DO PADRÃO DE  
FALHA**

Dissertação apresentada à  
Faculdade de Odontologia da  
Pontifícia Universidade Católica do  
Rio Grande do Sul, como parte dos  
requisitos para a obtenção do título  
de Mestre em Odontologia - Área de  
concentração em Dentística  
Restauradora.

Linha de Pesquisa: Tecnologias e Técnicas Restauradoras

Orientador: Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr.

Porto Alegre

2018

PÂMELLA TOMAZI GODOY DE OLIVEIRA

**RESTAURAÇÕES ENDOCROWN PRODUZIDAS EM CAD/CAM:  
ENSAIO DE CARGA MÁXIMA DE FRATURA E ANÁLISE DO PADRÃO DE  
FALHA**

Dissertação apresentada à  
Faculdade de Odontologia da  
Pontifícia Universidade Católica do  
Rio Grande do Sul, como parte dos  
requisitos para a obtenção do título  
de Mestre em Odontologia - Área de  
concentração em Dentística  
Restauradora.

*“Descobri como é bom chegar quando se tem paciência. E para se chegar, onde quer que seja, aprendi que não é preciso dominar a força, mas a razão. É preciso, antes de mais nada, querer.”*

(Amyr Klink)

## AGRADECIMENTOS

Agradeço infinitamente aos meus queridos pais **Rosane Godoy** e **Augusto César de Oliveira** são minha inspiração e meus alicerces, dos quais tenho um profundo orgulho e admiração. Eu jamais teria realizado esse sonho sem vocês. Pai e mãe, palavras escritas não representam toda a gratidão e amor que sinto por vocês!

Em especial, agradeço carinhosamente ao meu namorado **Maicon Antonio Carraro** por ter a sensibilidade de me apoiar mesmo distante fisicamente demonstrando companheirismo, compreensão e amor. A tua segurança e inteligência me motivaram ainda mais a ir em busca dos meus sonhos e fico grata por ter alguém tão especial do meu lado.

Muito obrigada às minhas amigas do peito **Juliana Becker Damiani, Luciana Giacometti e Priscila Granati**, por serem o meu alicerce e o meu apoio diário, pelo exemplo de caráter, de bondade, de competência e de humanidade. Sou eternamente grata por ter as mais verdadeiras amigadas para o resto da vida.

Agradeço a oportunidade de conhecer umas das pessoas mais inspiradoras, motivadas da vida. Além de parecida comigo no modo de ser e agir, quase uma cópia fiel... **Cilea Slomp**. A tua generosidade, a tua amizade inestimável e o teu apoio transformaram o contato da “*Cloramina*” em uma relação de afeto e respeito mútuo. Foi Deus que quis assim e o universo conspirou para nos aproximar. Somos ávidas pela superação porque somos movidas pela determinação.

Agradeço ao meu orientador, professor **Dr. Luiz Henrique Burnett Jr.**, por sua admirável sabedoria, sempre disponível para transmitir o seu conhecimento com humildade. Muito obrigada pela contribuição significativa na minha formação e crescimento profissional.

Agradeço à professora **Dra. Ana Maria Spohr**, por todo seu empenho, carinho pessoal e dedicação ao desenvolvimento científico do meu projeto e dissertação. A sua presença é imprescindível na vida de todos que passam pela PUC. Você é aquela professora que acolhe, abraça a causa, estimula e nos motiva a pesquisar, publicar e não ficar na zona de conforto.

Ao professor **Dr. Eduardo Gonçalves Mota** pela contribuição expressiva na minha formação e pelos ensinamentos fundamentais na sedimentação do meu conhecimento. Você é uma das pessoas mais inteligentes que pude conhecer e poder te escutar palestrando e me ensinando foi uma oportunidade brilhante da qual sempre me lembrarei com carinho.

Ao querido **Dr. Rafael Hartmann**, por seu empenho e grande competência na realização das endodontias. Além do mais, foi o meu maior incentivador e o meu espelho de foco e de determinação na conquista da vaga para o Mestrado. Devo a ti o meu resultado.

Ao professor **Dr. Rafael de Liz Pocztaruk**, por toda sua presteza e dedicação, por estar sempre presente em todas as minhas mais importantes conquistas profissionais. Sou grata pelo convite de monitoria no CEAO (Centro de Excelência e Aperfeiçoamento em Odontologia).

Ao meu colega e sempre disposto **Marcelo Dornelles** pela generosidade em me emprestar o seu flash de estúdio para que eu pudesse fotografar as etapas de cimentação do meu trabalho com excelência. Obrigada pelos papos e pela motivação. É um grande e competente profissional.

Agradeço a todos os colegas e amigos pelo convívio engrandecedor por dividirmos experiências, conhecimento, anseios e alegrias que ficarão eternizados. São eles: **Bianca Zambiasi, Jonas Andrade, Mariah Balen, Fernanda Henkin e Renata Webster**. Vocês têm um caminho brilhante a trilhar.

Um saudoso agradecimento à colega e amiga **Priscila Meneguetti** pelo auxílio essencial na última etapa laboratorial e por todas as trocas de conhecimento e generosidade comigo. Tens a minha gratidão e reciprocidade sempre.

Especial agradecimento à amiga **Deise Caren Somacal** pela parceria, apoio e ensinamentos com o computador me auxiliando sempre com um sorriso no rosto e muito carinho. O céu é o teu limite. Com a tua dedicação e destreza vai alcançar tudo o que almeja.

Agradeço à colega **Claudia Modena** pelo auxílio prestado desde o momento do meu ingresso na PUC, quando pude assistir à sua apresentação da dissertação. Pude me

emocionar com as tuas conquistas e quando soubermos juntas o resultado do processo seletivo do mestrado e doutorado.

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul e a todos os professores do PPGO pelos seus ensinamentos.

Ao **CNPq** pela concessão de bolsa no decorrer do estudo.

Agradeço imensamente a todos que participaram de alguma forma dessa trajetória que culminou com uma memorável conquista da qual tenho muito orgulho.

Agradeço a Deus pelo foco, aos meus professores pelo reconhecimento e a mim pela determinação e coragem.

## RESUMO

Objetivos: avaliar *in vitro* a resistência à fratura e o padrão de falha de restaurações endocrown realizadas com as cerâmicas inCoris TZI, Celtra Duo e Empress CAD cimentadas sobre molares tratados endodonticamente. Materiais e métodos: quarenta dentes molares hígidos extraídos foram distribuídos aleatoriamente em 4 grupos (n=10). Após serem endodonticamente tratados, foram restaurados com endocrowns realizadas através do sistema CEREC/InLab (Sirona) com três diferentes materiais: Empress CAD (Ivoclar Vivadent), Celtra Duo (Dentsply/Sirona) ou inCoris TZI (Dentsply/Sirona). Após, foram submetidos à fadiga mecânica com aplicação de carga vertical de 200N, totalizando 500.000 ciclos. Posteriormente, foi testada a carga máxima de fratura com força compressiva no longo eixo do dente sob velocidade de 1mm/min.. Após o ensaio foram avaliados os padrões de fratura e classificados em reparáveis (cúspides) ou irreparáveis (assoalho da câmara pulpar).

Resultados: Hígidos:  $4306N^a \pm 716,5$ ; inCoris TZI:  $3770N^{ab} \pm 846$ ; Empress CAD:  $1994N^c \pm 498,5$ ; Celtra Duo:  $3298N^b \pm 1121$ . O grupo inCoris TZI e Celtra Duo apresentaram a mesma proporção de fraturas irreparáveis, 60%. O grupo Empress Cad apresentou a mesma proporção para as fraturas reparáveis e irreparáveis (50%). Conclusão: O grupo inCoris TZI apresentou maior resistência à fratura, seguido do grupo Celtra Duo, mas não diferiram estatisticamente. Por sua vez, a cerâmica Empress CAD diferiu estatisticamente das demais apresentando menor valor de resistência à fratura. O grupo Incoris TZI e Celtra Duo apresentaram o mesmo prognóstico de falhas com predominância de falhas irreparáveis.

Palavras-chave: endocrown, resistência à fratura, CAD-CAM, cerâmica.

## ABSTRACT

Aims: to evaluate *in vitro* the fracture strength and failure pattern of endocrown restorations performed with Incoris TZI ceramics, Celta Duo and Empress CAD cemented on endodontically treated molars. Materials and methods: forty extracted sound molars were randomly distributed into 4 groups (n = 10). After being endodontically treated, they were restored with endocrowns carried out through the CEREC system with three different materials: Empress CAD (Ivoclar Vivadent), Celta Duo (Dentsply/Sirona) or Incoris TZI (Dentsply/Sirona). After, they were subjected to mechanical fatigue testing with vertical load application of 200N, totalling 500,000 cycles. Subsequently, the samples were submitted to the maximum fracture load under compressive force on the long axis of the tooth at cross-head speed of 1mm/min.. After the fracture strength testing the fracture patterns were evaluated being classified as repairable (cusps) or irreparable (pulp chamber floor rupture).

Results: Sound:  $4306N^a \pm 716.5$ ; Incoris TZI:  $3770N^{Ab} \pm 846$ ; Empress CAD:  $1994N^c \pm 498.5$ ; Celta Duo:  $3298N^b \pm 1121$ . The Incoris TZI and Celta Duo presented the same proportion of irreparable fractures, 60%. The Empress Cad presented the same proportion for the repairable and irreparable fractures (50%). Conclusion: The Incoris TZI presented higher fracture strength, followed by Celta Duo, but did not differ statistically. In turn, the Empress CAD differed statistically from the others presenting lower fracture strength. The Incoris TZI and Celta Duo presented the same prognosis of failures with predominance of irreparable failures.

Key words: endocrown, fracture strength, CAD-CAM, ceramic.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Dente posicionado no cilindro de PVC com guia de localização .....	20
Figura 2: Dente embutido em resina acrílica .....	20
Figura 3: Dente com endodontia realizada .....	21
Figura 4: Preparo cavitário para endodontia.....	22
Figura 5: Vista proximal do preparo cavitário.....	23
Figura 6: Vista proximal e oclusal do preparo cavitário.....	23
Figura 7: Restauração endocrown modelada e corte axial da restauração posicionada sobre o preparo cavitário .....	24
Figura 8: Restauração posicionada no bloco para fresagem.....	24
Figura 9: Restauração endocrown concluída.....	25
Figura 10: Assentamento da restauração no preparo cavitário.....	27
Figura 11: Remoção dos excessos de cimento. ....	27
Figura 12: Fotopolimerização do cimento. ....	28
Figura 13: Máquina de ensaio universal simuladora de fadiga mecânica.....	28
Figura 14: Corpo de prova submetido à força vertical na máquina de ensaio.....	29

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Materiais utilizados na pesquisa.....	17
Tabela 2: Propriedades dos materiais restauradores utilizados no experimento segundo os dados dos fabricantes.....	18
Tabela 3: Distribuição dos grupos.....	19
Tabela 4: Protocolos de queima em forno para as cerâmicas estudadas.....	25
Tabela 5: Protocolo de cimentação das coroas endocrown.....	26
Tabela 6: Resultados do teste One-way Anova.....	30
Tabela 7: Resultados de resistência à fratura, tipos de falhas e recuperação da integridade em relação ao dente hígido.....	31

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	Porcentagem
+	Mais
<	Menor que
=	Igual a
>	Maior que
±	Mais ou menos
°C	Grau Celsius
AC	<i>Acquisition Center</i>
AFL	Ácido fluorídrico
AFO	Ácido fosfórico
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CAM	<i>Computer Aided Manufacturing</i>
CCEFO	Comitê Científico e de Ética da Faculdade de Odontologia
CEREC	<i>Chairside Economical Restoration Esthetic Ceramic</i>
cm	Centímetro
et al.	Abreviatura de et alii (e outros)
GPa	Gigapascal
JAC	Junção Amelo-cementária
Kg	Quilograma
SiO <sup>2</sup>	Silicato de Lítio
min	Minuto
ml	Mililitro
mm	Milímetro
mm/minuto	Milímetro por minuto

MPa	Megapascal
n	Número de corpos de prova
N	Newton
p	Valor de probabilidade
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
Rpm	Rotações por Minuto
s	Segundos
SAS	<i>Statistical Analysis System</i>
$\alpha$	Nível de significância
$\mu\text{m}$	Micrometros
TZI	Endocrown em zircônia monolítica (inCoris TZI)
eCAD	Endocrown em cerâmica vítrea à base de leucita (Empress
CAD)	
DUO	Endocrown em silicato de lítio reforçado por zircônia (Celtra
Duo)	

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
2 OBJETIVOS.....	16
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	17
3.1 MATERIAIS CERÂMICOS.....	17
3.2 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA .....	18
3.3 INCLUSÃO DAS AMOSTRAS.....	19
3.4 TRATAMENTO ENDODÔNTICO .....	21
3.5 PREPARO DOS DENTES .....	22
3.6 CONFECÇÃO DOS BLOCOS EM CEREC AC	23
3.7 CIMENTAÇÃO .....	25
3.8 METODOLOGIA DE CICLAGEM MECÂNICA .....	28
3.8 METODOLOGIA DE FORÇA MÁXIMA DE CARREGAMENTO.....	29
3.9 ANÁLISE DO TIPO DE FALHA .....	30
4 RESULTADOS.....	30
5 DISCUSSÃO.....	32
6 CONCLUSÕES.....	38
7 REFERÊNCIAS.....	39

## 1 INTRODUÇÃO

Os dentes endodonticamente tratados estão mais suscetíveis à fratura quando comparados aos dentes vitais (1, 2). Está provado que a estabilidade biomecânica dos dentes posteriores após o acesso endodôntico e após preparo adicional é drasticamente diminuída com um alto risco de fratura vertical (3). A carga mastigatória exercida em primeiros molares é maior do que em pré-molares (4). Dessa forma, a utilização de materiais restauradores com valores elevados de resistência à fratura é fundamental para o sucesso a longo prazo (5, 6).

As propriedades químico-mecânicas da dentina não são afetadas pela perda da vitalidade após terapia endodôntica (7). No entanto, após dano à estrutura dentária causada pelas lesões cáries primárias e secundárias, traumas ou fraturas, preparo de acesso e instrumentação para o tratamento endodôntico, ocorre redução na resiliência e na resistência à fratura (8). Assim, a quantidade e a qualidade de estrutura dentária remanescente é um fator significativo na taxa de sobrevivência do dente (9). Não obstante, o acesso endodôntico é responsável pela redução de 5% da rigidez do dente (8) e a associação de tratamento endodôntico e preparo cavitário MOD reduz a rigidez do dente em aproximadamente 60%, em virtude do envolvimento das cristas marginais, importantes estruturas de reforço (8). A literatura mostra que as taxas globais de sobrevivência de molares com tratamento endodôntico e restaurados com resina composta foram de 96%, 88% e 36% em 1, 2 e 5 anos, respectivamente. No entanto, a longevidade clínica pode ser significativamente melhorada com a cobertura de cúspides (10).

A estratégia clássica de colocação de pinos intracoronários metálicos em elemento não-vital com a posterior realização de coroas protéticas é estabelecida na literatura como o tratamento padrão na existência de extensa perda de remanescente dentário (11, 12). A taxa de sobrevivência de dentes tratados endodonticamente e restaurados com coroas totais varia entre 86% a 93% no período de 2 a 10 anos (13). Todavia, essa abordagem de utilização de pinos diretos ou indiretos pode culminar com o enfraquecimento da estrutura radicular (1, 14). Devido à incompatibilidade entre as propriedades físicas e mecânicas das ligas metálicas em relação ao esmalte e à dentina, ocorre modificação nos padrões de forças do elemento dental. Em geral, um dente restaurado com pino metálico suporta cargas mais altas antes da fratura, mas a

34 consequência é catastrófica e resulta em extração dentária quando a força resultante  
35 excede o limite de proporcionalidade (9). A alta ocorrência de fraturas pode ser  
36 atribuída a diversos procedimentos operatórios, como preparo da cavidade de acesso e  
37 da restauração, preparo do canal, irrigação e obturação, preparo do pino e, por fim, a  
38 restauração protética propriamente dita (15). Não obstante, o uso de pino intracanal  
39 pode ser limitado pela anatomia da raiz, tal qual na existência de dilacerações ou de raiz  
40 curta (16).

41 Após o advento da Odontologia adesiva e juntamente à evolução dos sistemas  
42 cerâmicos, pesquisadores vem apresentando soluções conservadoras e de baixo risco de  
43 perdas dentárias, como as restaurações tipo endocrown (1, 17, 18). Estas restaurações  
44 são especialmente indicadas nos casos de molares com raízes curtas, dilaceradas,  
45 obliteradas ou fragilizadas ou em situações de perda excessiva de tecido dentário  
46 coronal e espaço interoclusal limitado, no qual não é possível atingir uma espessura  
47 suficiente de revestimento cerâmico no metal ou subestrutura cerâmica (19, 20).

48 O principal objetivo é dispensar a utilização do metal e alcançar a reconstrução  
49 cerâmica adesiva que é minimamente invasiva aos canais radiculares, uma vez que a  
50 ancoragem radicular é citada na literatura como importante fator de enfraquecimento  
51 radicular (21). A retenção é dada de duas formas: macromecânica, fornecida pelas  
52 paredes pulpares por meio de projeção que se estende até o assoalho da câmara pulpar, e  
53 micromecânica, fornecida pela adesão do cimento (22, 23). O preparo para restauração  
54 endocrown é diferente daquele realizado em coroas totais convencionais, pois preserva-  
55 se maior quantidade de tecido dental remanescente, resultando em crescente  
56 longevidade (24). Na técnica padrão de confecção realiza-se a remoção de todas as  
57 cúspides remanescentes de forma plana e supragengival. A restauração do tipo  
58 endocrown apresenta vantagens notáveis pois, além de ser uma técnica conservadora,  
59 reduz o tempo clínico para a confecção uma vez que existem menos etapas laboratoriais  
60 (13,19).

61 Estudos in vitro demonstraram resistência à fratura significativamente maior  
62 para endocrown do que coroas convencionais restauradas com um núcleo metálico  
63 fundido (25) ou pino de fibra de vidro (26). Sedrez-Porto et al (27) realizou uma  
64 revisão sistemática com metanálise e avaliou qualitativamente estudos clínicos  
65 publicados entre 1999 e 2014. Os períodos de acompanhamento foram de 6 meses  
66 (28), 15 meses (29) ou 36 meses (30) mostrando uma taxa de sucesso da endocrown

67 variando de 94 a 100%. De um total de 55 dentes posteriores avaliados em três estudos  
68 clínicos, apenas duas falhas foram relatadas devido às cáries secundárias.

69 A restauração do tipo endocrown é confeccionada a partir de materiais baseados  
70 na odontologia adesiva (31) e no uso da tecnologia CAD/CAM (computer aided  
71 design/computer aided manufacturing), além de outras técnicas como a estratificada e  
72 por injeção. Os blocos monolíticos de CAD oferecem uma variedade de tons e  
73 diferentes níveis de translucidez, permitindo excelentes propriedades ópticas, custo  
74 aceitável, contorno e adaptação marginal adequados em comparação com a técnica  
75 estratificada de confecção (32-34). O sistema Cerec (Sirona Dental Systems), é um  
76 exemplo do uso de procedimentos CAD/CAM, e provou ser adequado para a fabricação  
77 restaurações cerâmicas (35-39).

78 As cerâmicas são materiais inorgânicos, biocompatíveis (3), providos de  
79 excelentes propriedades estéticas e de resistência mecânica suficiente para suportar as  
80 forças oclusais exercidas sobre o dente, além da existência de força de união nas  
81 paredes da cavidade (29). Pouco foi relatado sobre o uso da zircônia em restaurações do  
82 tipo endocrown. Um dos possíveis fatores está relacionado ao fato da resposta ao  
83 tratamento de superfície não ser favorável e apresentar baixa resistência de união. A  
84 possibilidade de uso deste material poderia potencializar a preservação do remanescente  
85 dentário, uma vez que a zircônia apresenta notável tenacidade à fratura e resistência à  
86 flexão, em comparação com os outros materiais cerâmicos (40, 41).

87 Conforme mencionado anteriormente, a Zircônia oferece resistência à fratura  
88 suficientemente elevada de cerca de 1000 Mpa (42), a cerâmica de vidro de alta  
89 resistência, como o Silicato de Lítio, na gama de 360 a 400 Mpa enquanto a cerâmica  
90 vítrea à base de Leucita possui aproximadamente 160 Mpa de resistência flexural.  
91 Recentemente foi introduzido no mercado uma nova categoria em cerâmica vítrea, a  
92 cerâmicas a base de lítio reforçada com dióxido de zircônia, como exemplo comercial: o  
93 Celtra Duo (Dentsply-Sirona, Bensheim, Alemanha). Poucos dados estão disponíveis na  
94 literatura (43) a respeito do seu desempenho laboratorial e clínico, no entanto, de acordo  
95 com o fabricante, a presença do óxido de zircônio dissolvida em meio solução de matriz  
96 vítrea é uma vantagem em relação ao uso da cerâmica vítrea tradicional. A inclusão de  
97 10% de dióxido de zircônio, dissolvida na matriz vítrea totalmente cristalizada (44), tem  
98 como mecanismo de agir como agente de nucleação, ou seja, o processo de cristalização  
99 inicia-se em sua superfície, resultando em formação de cristais de silicato quatro vezes

100 menores, configurando ganho em propriedades ópticas de translucidez, devido ao alto  
101 teor de vidro (45).

102 Diante dos questionamentos relativos à técnica restauradora endocrown, o  
103 presente trabalho terá como hipóteses: hipótese nula na qual o uso de diferentes  
104 materiais cerâmicos como cerâmica vítrea à base de leucita (Empress CAD), a zircônia  
105 monolítica (inCoris TZI) e o silicato de lítio reforçado por zircônia (Celtra Duo) quando  
106 utilizados para confecção de restaurações endocrown não apresentarão diferença  
107 estatística na resistência à fratura do conjunto dente-restauração; e como segunda  
108 hipótese que o uso de endocrown em zircônia não promoverá a ocorrência de fraturas do  
109 assoalho da câmara pulpar.

110  
111  
112  
113

## 114 2 OBJETIVOS

115

116 Os objetivos desta pesquisa foram:

117

118 - Avaliar e comparar *in vitro* a resistência à fratura dos molares hígidos e os  
119 endodonticamente tratados e restaurados com endocrown utilizando os seguintes  
120 materiais: cerâmica vítrea à base de leucita, zircônia monolítica e silicato de lítio  
121 reforçado por zircônia.

122 - Descrever o padrão de fratura após o ensaio mecânico de carga máxima de  
123 fratura.

124

125

126

**3 MATERIAIS E MÉTODOS**

127

**128 3.1 MATERIAIS CERÂMICOS**

129 Os materiais restauradores que foram utilizados para a realização deste estudo  
130 estão descritos na tabela 1.

131

132

**Tabela 1.** Materiais utilizados na pesquisa

<b>Produto</b>	<b>Multlink N</b>	<b>Empress CAD</b>	<b>inCoris TZI</b>	<b>Celtra Duo</b>
<b>Descrição</b>	Cimento Resino Autopolimerizável com fotopolimerização opcional.	Cerâmica Vítrea reforçada por Leucita	Zircônia Monolítica	Silicato de Lítio reforçado por Zircônia
<b>Composição Química</b>	-ácido fosfônico -monômeros de metacrilatos de silano, de ácido fosfórico sulfureto. HEMA.  40% de partículas inorgânicas como:  -vidro de bário;  -trifluoreto de itérbio;  -esferóide;  -óxido misto.	<b>66,67%</b> SiO <sub>2</sub> , BaO, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , CaO, CeO <sub>2</sub> , Na <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , TiO <sub>2</sub>	<b>ZrO<sub>2</sub>+HfO<sub>2</sub>+ Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (≥99%)</b>  Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (>4,5%)  HfO <sub>2</sub> (≤5%)  Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (≤0,04%)  Outros óxidos ≤1,1%	Óxido de silício 55%  Penta óxido de fósforo 5%  Alumina 1,9%  Óxido de lítio 18,5%  Dióxido de zircônia 10,1%  Óxido de itérbio 1%  Óxido de cerium 2%.
<b>Fabricante</b>	Ivoclar Vivadent LOTE: V47821	Ivoclar Vivadent, LOTE: T46033	Sirona LOTE: 2014363323	Dentsply Sirona LOTE: 18020973

133

134 **Tabela 2.** Propriedades dos materiais restauradores utilizados no experimento  
 135 segundo os dados dos fabricantes

MATERIAL	Celtra Duo	Empress CAD	InCoris TZI	Dentina <sup>46,47</sup>
PROPRIEDADE				
Módulo de elasticidade (GPa)	107	65	210	18
Resistência à compressão (MPa)	420	127	1000	297
Resistência à flexão (MPa)	370	160	>900	213
Tenacidade à fratura (MPa m <sup>1/2</sup> )	2.8	1.5	7.1	± 2.3

136

### 137 3.2 CONFEÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

138 O número de dentes usados neste estudo foram quarenta terceiros molares  
 139 humanos hígidos e o número mínimo de repetições foi igual a 10 dentes por grupo. O  
 140 cálculo do número de repetições por tipo de restauração foi realizado considerando um  
 141 nível de significância de 5%, um poder nominal de 80%, uma diferença mínima entre as  
 142 resistências médias de 230N e um desvio padrão de 90N. Os elementos foram extraídos  
 143 por indicação terapêutica com dimensões mésio-distal e vestibulo-lingual de MD-VL  
 144  $10,81 \pm 1,14$ mm e  $10,55 \pm 0,82$  mm com coeficiente de variação de 10,59 e 7,78  
 145 respectivamente. O processo de desinfecção foi realizado com solução de cloramina T  
 146 0,5% durante 7 dias e após foram removidos manualmente eventuais resíduos  
 147 ligamentares e cálculos dentais.

148 Esta pesquisa teve o seu protocolo de estudo submetido ao CEP da PUCRS  
 149 (Comitê de Ética em Pesquisa) da Plataforma Brasil fazendo parte do projeto guarda-  
 150 chuva número 52061415.9.0000.5336.

151 Os dentes foram distribuídos em 4 grupos (n=10), descritos na tabela 3. Cada  
 152 grupo foi composto por 10 molares distribuídos aleatoriamente por sorteio de acordo  
 153 com o seguinte critério: H, molares hígidos, TZI, restaurações confeccionadas em

154 zircônia monolítica), eCAD, restaurações confeccionadas em leucita, DUO,  
 155 restaurações em silicato de lítio reforçada por zircônia.  
 156

<b>Grupos</b>	<b>Tratamento endodôntico</b>	<b>Restauração endocrown</b>
<b>H</b>	não	não
<b>TZI</b>	sim	Sim
<b>eCAD</b>	sim	Sim
<b>DUO</b>	sim	Sim

157 **Tabela 3.** Distribuição dos grupos (n=10 por grupo)

158

159 H=hígido;

160 TZI= endocrown em zircônia monolítica (inCoris TZI);

161 eCAD= endocrown em cerâmica vítrea à base de leucita (Empress CAD);

162 DUO= endocrown em silicato de lítio reforçado por zircônia (Celtra Duo)

163

### 164 **3.3 INCLUSÃO DAS AMOSTRAS**

165 As amostras foram incluídas em resina acrílica de acordo com o seguinte  
 166 protocolo:

167 Cada superfície radicular foi recoberta por uma camada de 0,3 mm de silicone de  
 168 adição de consistência regular (3M-ESPE, St.Paul, MN, EUA), sem aplicação prévia de  
 169 adesivo, para simular a função do ligamento periodontal (48). Conforme Beltrão (49),  
 170 cada dente foi verticalmente introduzido em um tubo cilíndrico de PVC de 2 cm de  
 171 diâmetro e 2 cm de altura fixado em sua extremidade radicular por cera utilidade. Foram  
 172 demarcadas a lápis em cada amostra as linhas de referência que serviram de guia para  
 173 incluí-las numa posição centralizada. As amostras foram removidas do tubo de PVC  
 174 para a introdução da resina acrílica autopolimerizável Jet Clássico (Clássico Indústria

175 Brasileira, São Paulo, SP, Brasil) na fase plástica. Após, uma haste metálica foi fixada  
176 na superfície externa do cilindro e algumas linhas de referência demarcadas na peça  
177 dentária com o auxílio de uma lapiseira para orientar a sua inclusão em posição  
178 centralizada e padronizada (Figura 1). As amostras foram reposicionadas conforme as  
179 linhas guias previamente demarcadas de modo que a resina acrílica recobrisse a porção  
180 radicular até 1,5 mm apicalmente à JAC (junção amelo-cementária), medida que  
181 corresponde aproximadamente ao nível ósseo alveolar em dentes saudáveis (Figura 1).  
182 Assim, a distância entre o término cervical a ser preparado e o nível da resina acrílica  
183 foi de 3 mm (48). As amostras foram identificadas com os números 01 a 10 escritos nos  
184 tubos de PVC e foram aleatoriamente distribuídas nos grupos descritos na tabela 3.

185 Uma vez concluído o procedimento de inclusão, cada peça foi identificada com  
186 um número de 01 a 10 e serão armazenados em água destilada a 4°C (Figura 2).

187

188



189

190 **Figura 1.** Dente posicionado no cilindro de PVC com guia de localização

191

192

193



194

195

**Figura 2.** Dente embutido em resina acrílica

196

197

198

### 3.4 TRATAMENTO ENDODÔNTICO

199

200

201

202

203

204

205

206

207

208

209

210

211

212

O tratamento endodôntico seguiu o seguinte protocolo: para o acesso cavitário, foram utilizadas pontas diamantadas número 1012 (KG Sorensen Ind. e Com Ltda., Barueri, SP, Brasil) em alta rotação e refrigeradas. A abertura do teto da câmara pulpar foi realizada com brocas carbide número 4 (SS White) em alta rotação. A forma de conveniência do preparo foi obtida utilizando brocas Endo-Z (Dentsply Ind. e Com Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil) em alta rotação e refrigeração. Nesse momento foi realizada irrigação com hipoclorito de sódio a 1% (Johnson&Johnson Produtos Profissionais Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil) utilizando seringa plástica dosadora de 5ml Plas Cap (Becton Dickinson Ind. Cir Ltda., Curitiba, PR, Brasil) para remover a dentina socavada. Os preparos endodônticos foram realizados com o sistema rotatório Oneshape (MICRO-MEGA, França), de instrumento único #25.06, seguindo as recomendações do fabricante. Durante os preparos dos canais foi utilizada a solução de hipoclorito de sódio a 2,5% (Johnson&Johnson Produtos Profissionais Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil).

213

214

215

216

217

218

219

220

221

222

Previamente a obturação utilizou-se EDTA 17% (Maquira, Maringá, PR, Brasil) por 3 minutos seguida de irrigação com soro fisiológico 0,9% em abundância para a eliminação total da solução irrigadora e foram secos com cones de papel (Tanari Indústria Ltda., Manacapuru, AM, Brasil) estando prontos para receber a guta-percha (Dentsply Ind. e Com Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil). Foi realizada condensação vertical na guta-percha com condensação lateral após selamento com cimento endodôntico (AH Plus, Dentsply). Todas as amostras foram preparadas por um mesmo operador, endodontista com experiência. Em seguida, as amostras foram recolocadas no recipiente original com água destilada (Figura 3).



**Figura 3.** Dente com endodontia realizada

223  
224

### 225 **3.5 PREPARO DOS DENTES**

226 Após endodontia, a porção coronária das amostras foi preparada com broca  
227 em esmalte 2mm acima da JAC medida que foi verificada com sonda periodontal  
228 milimetrada. Inicialmente foi realizada uma caixa MOD com corredor único de mesial  
229 para distal com uma ponta diamantada FG 4137 KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil).  
230 As paredes internas apresentaram expulsividade e ângulos arredondados. As caixas  
231 proximais foram rebaixadas a cerca de 2 mm da margem gengival. Em seguida, um  
232 preparo clássico para endocrown foi realizado com a ponta diamantada 4137 com  
233 rebaixamento axial da altura das cúspides vestibulares e lingual/palatina em 3 mm,  
234 conforme as figuras 4 e 5. As pontas diamantadas foram trocadas a cada 5 preparos.

235 Cada preparo consistiu em uma cavidade internamente delimitada pelas  
236 dimensões da câmara pulpar cuja profundidade média foi de 5 a 7 mm de distância do  
237 ângulo cavo-superficial à entrada dos canais e cujos ângulos internos foram  
238 arredondados (50, 51). A altura coronária da projeção pulpar à porção oclusal das  
239 restaurações foi em média de 7mm (19). O preparo da câmara pulpar foi realizado com  
240 ponta diamantada FG 3131 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) para delimitar a  
241 profundidade, a expulsividade e conformação interna da câmara pulpar.

242



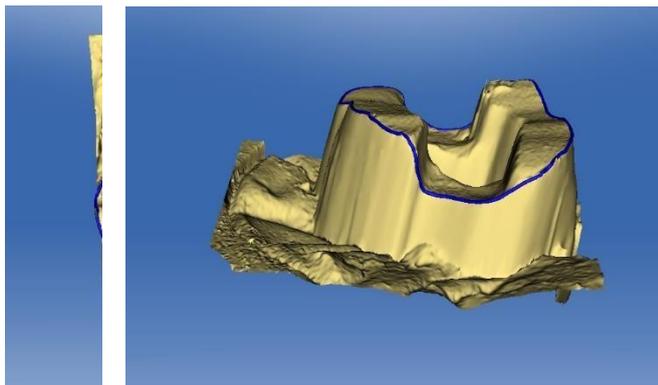
**Figura 4.** Preparo cavitário para endocrown



**Figura 5.** Vista proximal do preparo cavitário

### 3.6 CONFECÇÃO DOS BLOCOS EM CEREC AC

Os dentes foram restaurados com os materiais descritos na tabela 1 com auxílio da unidade CAD-CAM CEREC AC (Sirona Dental, Bensheim, Alemanha). Para tal, sobre o preparo cavitário foi aplicado um spray (PowerScan Spray, Vita, Bad Sackingen, Alemanha) e escaneada a superfície com uma câmera de digitalização (BlueCam, Sirona). Após, foi realizado o design da restauração tipo coroa sobre o preparo cavitário no software Inlab 4.01 (Sirona Dental, Bensheim, Alemanha) para a construção coronária, conforme a figuras 6 e 7, com espaçador de 80  $\mu\text{m}$  e referência biogénica. Em seguida, a restauração foi fresada na unidade MCXL (Sirona).

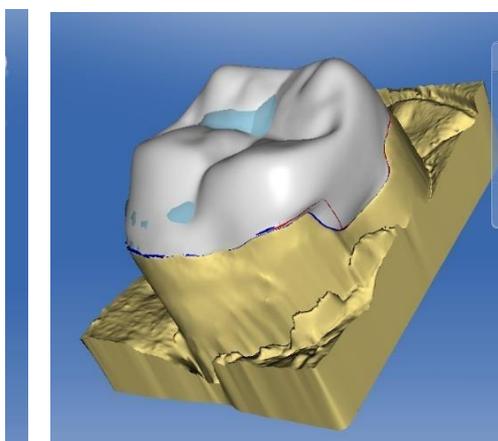


262

263

264

**Figura 6.** Vista proximal e oclusal do preparo cavitário



265

266

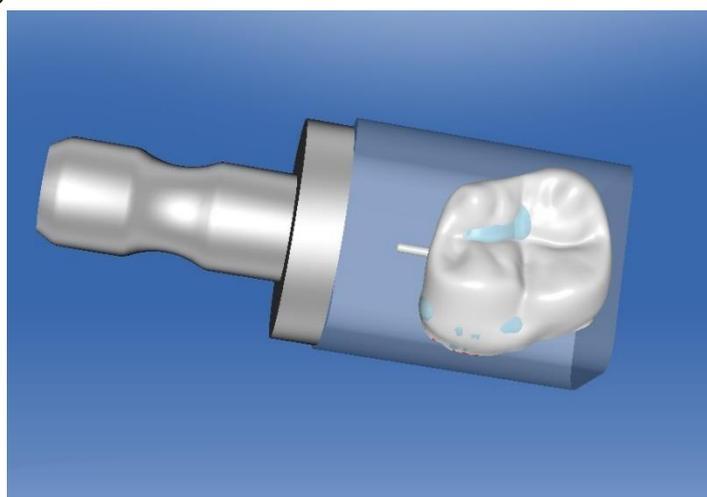
267

268

269

270

**Figura 7.** Restauração endocrown modelada e corte axial da restauração posicionada sobre o preparo cavitário



271

272

273

**Figura 8.** Restauração posicionada no bloco para fresagem

274 No processo de fresagem foram utilizadas as brocas 12S *cylinder pointed bur* e  
 275 *step bur* (Sirona Dental, Bensheim, Alemanha). A espessura de cada restauração  
 276 endocrown variou de 2,5 a 3 mm, estando em concordância com o desvio padrão e o  
 277 coeficiente de variação. As restaurações realizadas com as cerâmicas empres CAD e  
 278 Celtra Duo foram acabadas com pontas siliconadas (W2dg, W2dmf, W2D, Evedental,  
 279 Alemanha) sob 12000 rpm. Após as restaurações foram submetidas aos seguintes  
 280 protocolos de queima em forno:

281

282

283

284

**Tabela 4.** Protocolos de queima em forno para as cerâmicas estudadas

<b>Material</b>	<b>Protocolo de queima em forno</b>
<b>Celtra Duo<sup>1</sup></b>	-Temperatura de queima: inicial a 500°C até 820° C por 90 min. -Taxa de aquecimento: 55°C por min. -Glaze com IPS empres pasta universal (Ivoclar) a 820°C durante 90s.
<b>Empress CAD<sup>1</sup></b>	-Temperatura inicial de 403°C e tempo de espera de 6 min. -Taxa de aquecimento: 60°C por min. -Glaze com IPS empres pasta universal a 710°C durante 60s.
<b>In Coris TZI<sup>2</sup></b>	-Secagem antes da sinterização 30 min a 80°C e 10 min a 150°C. - Sinterização - 30 a 1510°C. - Glaze (Cerec Speed Glaze) - 900°C durante 2 min.

285

1- Forno Programat P300 (Ivoclar)

286

2- Forno para sinterização Infire HTC (Dentsply-Sirona)

287

288

A conformação final das restaurações está de acordo com a figura 9.

289

290



**Figura 9.** Restauração endocrown concluída

291

292

293

294

### 295 3.7 CIMENTAÇÃO

296 No procedimento de cimentação da restauração, o material de escolha foi o  
 297 Multilink® N (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Alemanha). Trata-se de um compósito  
 298 de cimentação autopolimerizável com opção fotopolimerizável para a cimentação  
 299 adesiva de restaurações indiretas metálicas, em cerâmica pura ou compósito. O  
 300 Multilink® N é aplicado junto com o primer autopolimerizável Multilink N Primer. O  
 301 Monobond N é recomendado como um agente de união para promover ligação com  
 302 ligas preciosas e não-preciosas, como também para cerâmicas puras feitas de óxido de  
 303 zircônio e óxido de alumínio além de cerâmicas de silicatos.

304 O protocolo de cimentação das peças à estrutura dentária seguiu o padrão  
 305 descrito na tabela 5, conforme instruções dos fabricantes.

306

307 **Tabela 5.** Protocolo de cimentação das coroas endocrown

Grupo	Tratamento de superfície	Condicionamento da peça	Cimentação	
			Dente	endocrown
<b>Empress CAD</b>	AFL <sup>2</sup> “IPS® etching gel” (60s), lavagem spray ar-água (20s), secagem jato de ar, MN <sup>1</sup> (60s) + secagem jato de ar	MN <sup>1</sup> (60s) + secagem jato de ar	MKA <sup>3</sup> + MKB <sup>4</sup> (1:1), esfregar em E <sup>5</sup> (30s) e D <sup>6</sup> (15s) e aguardar 60s.	MK <sup>7</sup> (fotoativação 20s cada face)

<b>Celtra Duo</b>	AFL <sup>2</sup> “IPS® etching gel” (30s), lavagem spray ar-água (20s), secagem jato de ar, MN <sup>1</sup> (60s) + secagem jato de ar	MN <sup>1</sup> (60s) + secagem jato de ar	MKA <sup>3</sup> + MKB <sup>4</sup> (1:1), esfregar em E <sup>5</sup> (30s) e D <sup>6</sup> (15s) e aguardar 60s.	MK <sup>7</sup> (fotoativação 20s cada face)
<b>InCoris TZI</b>	Jateamento Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> <sup>9</sup> <100µm, 1 bar, lavagem em ultrassom (60s) + lavagem e secagem.	MN <sup>1</sup> (60s) secagem jato de ar	MKA <sup>3</sup> + MKB <sup>4</sup> (1:1), esfregar em E <sup>5</sup> (30s) e D <sup>6</sup> (15s) e aguardar 60s.	MK <sup>7</sup> (fotoativação 20s cada face)

308 <sup>1</sup> MN= Monobond/Silano

309 <sup>2</sup> AFL= Ácido Fluorídrico a 5%

310 <sup>3</sup>MKA = Multilink N Primer A

311 <sup>4</sup>MKB = Multilink N Primer B

312 <sup>5</sup>E = Esmalte

313 <sup>6</sup>D = Dentina

314 <sup>7</sup>MK = Multilink N

315

316 Cada restauração foi assentada no preparo cavitário, conforme figura 10, e os  
 317 excessos de cimento foram removidos após fotopolimerização inicial de 1 a 2  
 318 segundos, conforme figura 11. Uma carga de 1Kg foi aplicada na face oclusal durante  
 319 1min com auxílio de dispositivo específico para padronizar a pressão de cimentação.  
 320 Após, foi realizada a fotoativação adicional por 20 segundos em cada face totalizando  
 321 60 segundos com intensidade de luz LED (Bluephase, Ivoclar, Liechtenstein,  
 322 Alemanha) de 1.200 mW/cm<sup>2</sup> (figura 12), seguindo as recomendações do fabricante.  
 323 Após a finalização da cimentação, os dentes foram armazenados em água destilada por  
 324 24h em estufa a 37°C antes de serem submetidos ao teste de ciclagem mecânica.

325

326



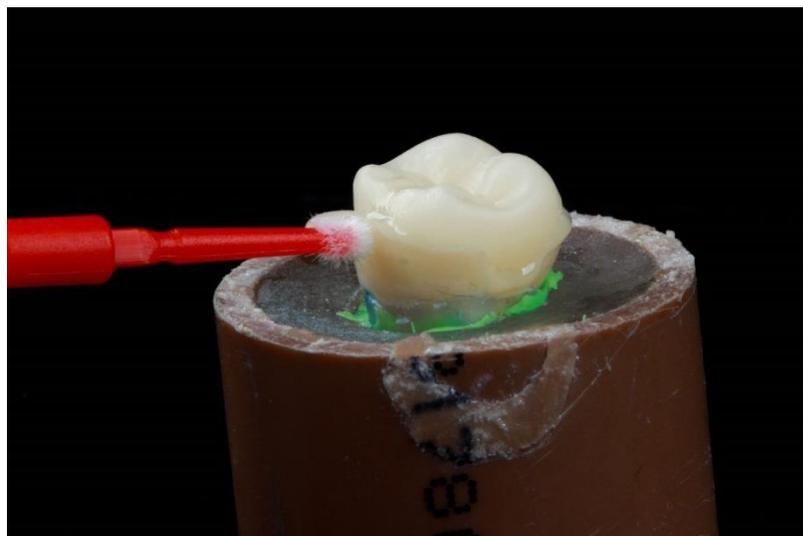
327

328

**Figura 10.** Assentamento da restauração no preparo cavitário

329

330

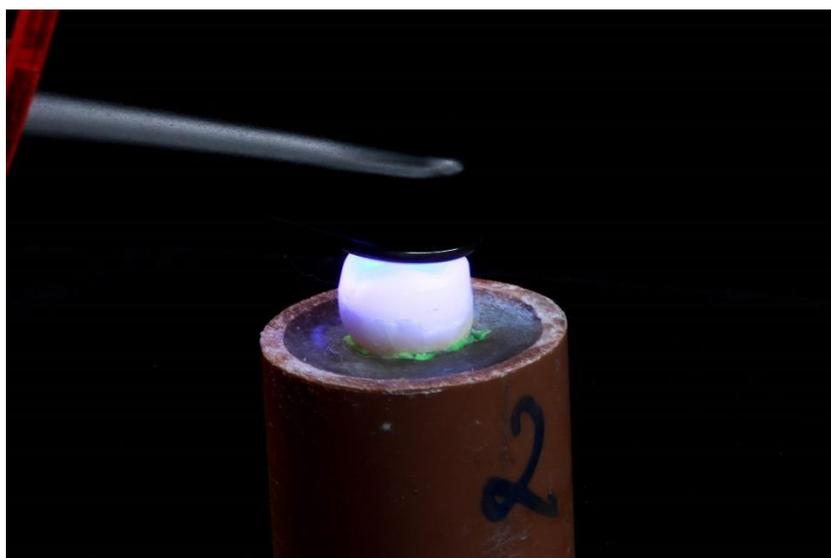


331

332

**Figuras 11.** Remoção dos excessos de cimento

333



334

335

**Figura 12.** Fotopolimerização do cimento

336

337

338

### **3.8 METODOLOGIA DE CICLAGEM MECÂNICA**

Os corpos de prova foram submetidos ao simulador de fadiga mecânica no equipamento Erios ER-11000 (São Paulo, SP, Brasil) (figura 13), ficando imersos em água destilada a 37°C. Foi aplicada uma carga vertical de 200 N na superfície oclusal

das restaurações endocrown, na frequência de 1 ciclo/segundo, totalizando 500.000 ciclos, para simular 2 anos de mastigação (52).

339  
340



341

**Figura 13.** Máquina de ensaio universal simuladora de fadiga mecânica

342

343

344 Ao final do teste de fadiga foi verificado se houve ou não perda da cimentação  
345 das coroas, por meio da retenção delas sobre o dente. Também foram examinadas,  
346 visualmente, através de uma lupa com 3,5 vezes de aumento (Perioptix, Lompoc, CA,  
347 EUA), para verificar se houve formação de trincas, lascas e fraturas.

348

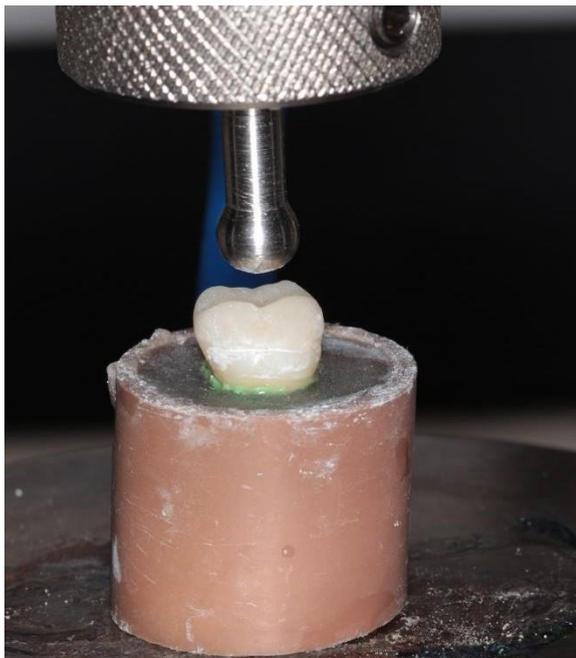
349

### 350 **3.9 METODOLOGIA DE FORÇA MÁXIMA DE CARREGAMENTO**

351 Os corpos de prova foram submetidos ao teste de resistência máxima ao  
352 carregamento em uma máquina de ensaio universal EMIC DL – 2000 (São José do  
353 Pinhais, PR, Brasil), figura 14, na qual foi acoplado uma esfera de aço de 7,5mm de  
354 diâmetro. A carga de compressão foi aplicada paralelamente ao longo eixo do dente até  
355 a sua fratura. A força máxima de resistência à fratura (ruptura) para cada corpo de prova  
356 foi registrada em Newtons, através do programa MT teste 100 acoplado em computador.

357

358



359  
360 **Figura 14.** Corpo de prova submetido à força vertical na máquina de ensaio

361

362

363

### 364 **3.10 ANÁLISE DO TIPO DE FALHA**

365 Depois de realizado o teste de resistência à fratura, os corpos de prova foram  
366 submetidos ao exame visual com auxílio de lupa de magnificação de 3 vezes (Perioptix)  
367 para a avaliação da fratura dentária. As falhas foram classificadas em: 1 - irreparáveis  
368 (fratura de assoalho pulpar) e 2 - reparáveis (apenas fratura de restauração e associada  
369 ou não à estrutura dentária que não fosse assoalho pulpar). Considerou-se fratura de  
370 assoalho quando a linha de fratura dividiu o dente em duas partes no nível somente do  
371 assoalho pulpar da cavidade, independente do sentido ser vestibular/palatino ou  
372 mesial/distal.

373

## 374 **4 RESULTADOS**

375

A análise estatística foi realizada com auxílio do software Statistix 8.0. Primeiramente foi realizado o teste de Shapiro-Wilk para verificar a distribuição normal das medidas de resistência à fratura de cada grupo. Uma vez que a distribuição normal

foi encontrada em todos os grupos aplicou-se o teste paramétrico de One-Way ANOVA seguido de Tukey ( $\alpha=5\%$ )

Fonte	DF	SS	MS	F	P
<i>Entre</i>	3	2,9E + 0,7	9951403	14,6	0,00001
<i>Dentro</i>	36	2,5E + 0,7	683822		
<b>Total</b>	39	5,5E + 0,7			

**Tabela 6.** Resultados do teste de One-way ANOVA

O teste de ANOVA dos grupos estudados permitiu observar que houve diferença estatística entre as médias ( $p=0,0001$ ) (tabela 6).

376

377

378

379

380

381

382

383

384

385

No intuito de verificar qual (ou quais) dos grupos apresentou resistência média diferente dos demais foi realizado o teste de Tukey. Observou-se que os 3 tipos de materiais apresentaram resistências médias significativamente diferentes entre si (tabela 7).

**Tabela 7.** Resultados de resistência à fratura, tipo de falhas e recuperação da integridade em relação ao dente hígido.

Grupos	Média (N)	DP	CV	Recuperação integridade	Falhas	
					Irreparável	Reparável
<b>Hígidos</b>	4306 A	716,5	16,6	-----	10%	90%
<b>TZI</b>	3770 AB	846	22,4	78%	60%	40%
<b>eCAD</b>	1974 C	498,5	25,3	45,8%	50%	50%
<b>DUO</b>	3298 B	1121	34	76,6%	60%	40%

386

387

\*Médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para Tukey ( $\alpha=0,05$ ).

388

389

Conforme é possível observar na tabela 7, o grupo dos dentes hígidos apresentou o maior valor de resistência à fratura diferindo estatisticamente dos grupos eCAD e

390 DUO. Para os grupos dos dentes restaurados não houve diferença estatística entre os  
391 grupos TZI e DUO. Todavia, houve diferença estatística entre os grupos TZI e eCAD  
392 assim como entre DUO e eCAD.

393 Em relação às falhas é possível observar que para o grupo dos hígidos a falha  
394 predominante foi reparável (90%). Para os grupos DUO e TZI a falha predominante foi  
395 de assoalho de câmara pulpar (irreparável). Para o grupo eCAD não houve falha  
396 predominante apresentando a mesma taxa de proporção de falha de assoalho de câmara  
397 pulpar e de cúspide (irreparável e reparável, respectivamente).

398 A maior recuperação de integridade em relação ao dente hígido foi obtida pela  
399 cerâmica inCoris TZI (78%) seguido de Celtra Duo (76,6%) e empres CAD (45,8%).

400

401

402

403

404

405

406

407

## 5 DISCUSSÃO

408

409 No presente estudo houve rejeição da primeira hipótese nula, pois os materiais  
410 testados apresentaram diferença significativa na resistência à fratura. As possíveis  
411 respostas para tais diferenças podem estar na diferença de composição estrutural dos  
412 materiais testados, no comportamento biomecânico dos dentes tratados  
413 endodonticamente quando sujeitos à uma carga de estresse assim como na distribuição  
414 da força aplicada sobre o conjunto dente-restauração. Um dos fatores determinantes à  
415 resistência é o módulo de elasticidade do material, o qual representa sua rigidez medida  
416 através da razão entre tensão-deformação, significando que quanto menor o valor,  
417 menos rígido é o material (46). A tenacidade à fratura do material, por sua vez, descreve  
418 seu comportamento à propagação catastrófica dos defeitos sob tensão e a sua  
419 viscoelasticidade diferem os materiais na dissipação da energia e, conseqüentemente, na  
420 resistência e no modo de fratura.

421 Observa-se na tabela 2, que a zircônia TZI apresenta maior módulo de  
422 elasticidade do que as cerâmicas Celtra Duo e Empress CAD. Tal fato, justifica os  
423 maiores valores médios de resistência à fratura encontrados no presente estudo.  
424 Todavia, não houve diferença estatística entre Celtra Duo e a inCoris TZI apesar da  
425 superioridade em valores das propriedades mecânicas da zircônia. Assim, é possível  
426 especular que a estrutura dentária tem participação significativa na resistência do  
427 material restaurador mesmo que este apresente propriedades mecânicas isoladas  
428 superiores. Tal fato é evidenciado por Zhu *et al* (53) os quais observaram que o  
429 preparo cavitário para uma restauração endocrown deve ser conservador preservando  
430 ao máximo a estrutura dentária; todavia, com a menor espessura do material  
431 restaurador haverá menor resistência do mesmo havendo o risco de fratura da  
432 restauração ou descolamento da peça devido à maior carga aplicada sobre o material de  
433 cimentação. Segundo Shin *et al* (54) o design do preparo mais complexo,  
434 especialmente com a presença de férula de 2mm, resultou em menor adaptação da peça  
435 ao remanescente e menor espessura de dentina ao qual dificulta a fresagem dado o  
436 diâmetro das brocas da máquina fresadora. Einhorn *et al* (55) encontrou menor  
437 proporção de falhas catastróficas na presença de férula de 1mm. No entanto, o cálculo  
438 do estresse de falha baseado na superfície disponível para adesão não apresentou  
439 diferença estatística entre os grupos que possuíam férula de 2mm ou preparo clássico  
440 reto. Dessa forma, no presente estudo preferiu-se a configuração clássica de preparo  
441 para minimizar desgaste dentário do remanescente e aprimorar a acurácia na  
442 padronização dos preparos das amostras.

443 Não obstante, é interessante observar na tabela 1 que a cerâmica Celtra Duo  
444 apresenta em sua composição a zircônia (10%), assim como o dióxido de silício e outros  
445 óxidos como o lítio, fósforo, potássio, cério e manganês, magnésio, ferro, cobre, zinco e  
446 titânio, fazendo com que este material apresente como vantagem a capacidade de ser  
447 condicionável com ácido fluorídrico facilitando o processo de cimentação adesiva. Tal  
448 fato, não ocorre com a zircônia a qual sabidamente apresenta problemas na cimentação  
449 adesiva (56-58) por não ser condicionável por nenhum tipo de ácido. A adesão por meio  
450 do cimento resinoso faz com que o conjunto dente-restauração funcione como um corpo  
451 único exercendo papel importante na dissipação das forças ao longo da estrutura  
452 dentária (59). Neste ponto observamos que talvez o Celtra Duo apresente característica  
453 clínica mais vantajosa em relação à inCoris TZI.

454 A segunda hipótese deste estudo foi rejeitada uma vez que houveram falhas  
455 irreparáveis com uso da zircônia TZI. Observa-se na tabela 7 que a zircônia inCoris TZI  
456 apresentou o mesmo percentual de falha do Celtra Duo, 60%. Ambos os materiais  
457 apresentaram o maior número de fraturas irrecuperáveis ocasionadas no assoalho  
458 pulpar, impossibilitando reparo do dente, o que ocasionaria a sua extração em situação  
459 clínica. A susceptibilidade à fratura está relacionada à tenacidade do material ao qual  
460 Empress CAD apresentou 50% de falhas irreparáveis demonstrando discreta vantagem  
461 em relação às outras cerâmicas testadas, pois há ocorrência de menor proporção de  
462 fraturas catastróficas no conjunto dente-restauração. Pelo fato da cerâmica eCAD ser  
463 mais flexível, sua deformação é mais uniforme tanto na porção coronária quanto  
464 radicular, apresentando maior capacidade de dissipação das tensões. Embora o módulo  
465 de elasticidade seja bem inferior ao das outras cerâmicas testadas (tabela 2) ao  
466 verificarmos a tabela 7 a resistência à fratura foi de 1974N. Este valor é muito superior  
467 à mastigação de um indivíduo sem histórico de parafunção a qual varia entre 424N a  
468 630N para ambos os sexos podendo chegar a 950N (60). Em indivíduos com histórico  
469 de bruxismo a força realizada nos molares pode atingir valores até 1120N (61).  
470 Portanto, os resultados deste estudo mostram que os diferentes materiais cerâmicos  
471 avaliados possuem a resistência necessária para suportar as mais desafiadoras cargas  
472 mastigatórias.

473 A capacidade do dente para suportar o impacto dos movimentos oclusais e uma  
474 distribuição adequada do estresse sobre os tecidos de suporte, parece ser decisiva  
475 quando o objetivo é obter uma restauração com alta resistência à fratura. Essa absorção  
476 de esforços é favorecida também pela presença do ligamento periodontal, o qual previne  
477 deformações ósseas decorrentes de movimentos flexurais habituais do dente. É  
478 importante ressaltar que neste experimento foi utilizada o silicone de adição recobrimdo  
479 as raízes e simulando o ligamento periodontal. Estudo de Soares *et al* (62) demonstrou  
480 que o uso de material borrachóide na superfície radicular interfere no padrão de fratura  
481 do assoalho da câmara pulpar. Assim, torna-se difícil comparar os resultados do  
482 presente estudo com os dados de literatura recente que avaliaram a resistência à fratura  
483 de restaurações endocrown confeccionadas em 3 diferentes materiais: cerâmicas de  
484 silicato de lítio reforçadas por zircônia (Suprinity), polímero reforçado (Enamic) e  
485 silicato de alumina (Vita Mark II) nos quais não foi encontrada correlação  
486 estatisticamente significativa entre os grupos testados no que se refere ao padrão de

487 falha, rigidez e resistência à fratura (63). Não obstante, os valores de resistência máxima  
488 à fratura foram bem inferiores aos encontrados no presente trabalho sugerindo que a não  
489 simulação das condições reais do meio intrabucal no qual há maleabilidade do  
490 ligamento periodontal e deflexão de cúspides por meio de uso do silicone culminaram  
491 em resultados de resistência mecânica aquém do esperado, no qual todos os grupos  
492 tiveram comportamento similar, mesmo na presença da zircônia.

493 Os estudos *in vitro* simulam as condições do meio intrabucal por meio de testes  
494 de envelhecimento, como a ciclagem mecânica, e situam-se mais próximos das  
495 circunstâncias clinicamente observadas (17, 18). Borges *et al* (64) verificaram que após  
496 a ciclagem mecânica em ambiente úmido houve redução da resistência à fratura de  
497 coroas totalmente cerâmicas. Resultado contrário foi encontrado em outro estudo no  
498 qual as amostras de silicato de lítio reforçadas por zircônia, cerâmica feldspática e  
499 dissilicato de lítio apresentaram ligeiro aumento da resistência à fratura após a ciclagem  
500 (45). A explicação plausível deste resultado é que a resistência flexural é considerada  
501 uma propriedade mecânica relevante para os materiais cerâmicos que são mais frágeis  
502 na incidência de forças de tensão do que de compressão (65). Como foi verificado no  
503 presente estudo, os cristais de zircônia não sofreram deterioração após a incidência de  
504 cargas de baixa intensidade, porém frequentes como 200N, já que a carga necessária  
505 para iniciar a fratura da peça deve ser superior a 3298 N e a 3770N para o Celtra Duo e  
506 TZI, respectivamente. Após, todos os corpos de prova apresentaram 100% de sucesso,  
507 não apresentando sinais de lascas, fraturas, trincas, nem perda da força de união.

508 Afim de obter maior translucência os materiais em zircônia sofreram alterações  
509 no processo de fabricação como a redução do tamanos dos cristais, aumento da  
510 proporção de cristal cúbico alcançada com o aumento da temperatura de sinterização,  
511 aumento do teor de ítrio e, por fim, a inclusão de outros óxidos (66, 67). Bömicke *et al*  
512 (68) acompanhou 82 coroas de zircônia monolítica instaladas em 60 pacientes, 6 delas  
513 (7,3%) apresentaram complicações após 3 anos. O estudo mostrou que os problemas  
514 que afetam esse tipo de restauração estão principalmente relacionados à perda de  
515 retenção da coroa (2,4%) e complicações endodônticas (4,9%). Assim, este tipo de  
516 tratamento é considerado promissor, mas estudos clínicos com tempos de  
517 acompanhamento mais longos ainda são desejáveis. Sulaiman *et al* (69) realizou  
518 acompanhamento por 5 anos de 39.827 restaurações que foram classificadas em: coroa  
519 unitária anterior (1.952); coroa unitária posterior (29.808); próteses fixas anteriores

520 (1.779) e próteses fixas posteriores (6.288). A taxa de fratura (%) foi de 0,97 para  
521 coroas individuais anteriores; 0,71 para coroas individuais posteriores; 3,26 para as  
522 próteses fixas anteriores e 2,42 para as próteses fixas posteriores. O estudo concluiu que  
523 as restaurações feitas em zircônia monolítica apresentaram taxas de fratura  
524 relativamente baixas.

525 Embora os resultados acerca do emprego da zircônia monolítica em coroas totais  
526 sejam promissores, o presente estudo não encontrou diferença estatisticamente  
527 significativa nos valores de resistência à fratura entre a TZI e o Celtra Duo. Resultados  
528 favoráveis para Celtra Duo também foram encontrados em estudos prévios (70), isso se  
529 deve à existência de cristais de silicato de lítio com tamanho médio de 0,5 a 1  $\mu\text{m}$ , 6  
530 vezes menor do que o observado para os cristais de dissilicato de lítio (71). A formação  
531 de uma fase cristalina menor e mais fina ocorre devido à presença de partículas de  
532 zircônia no material, aproximadamente 10% em volume, que atua como um aditivo  
533 influenciando a cristalização dificultando o crescimento de cristais (72). A  
534 microestrutura com cristais menores garante propriedades mecânicas semelhantes às  
535 observadas para cerâmica de dissilicato de lítio, qualidade estética favorável, grau de  
536 polimento superior (73), além de redução do tempo após a fresagem no CAD/CAM (71)  
537 se comparada à maior complexidade de técnica dos blocos de zircônia monolítica ao  
538 qual necessitam de sinterização final para obtenção das altas propriedades mecânicas  
539 em forno específico. Dados recentes de estudos *in vitro* demonstram que as coroas  
540 confeccionadas em Celtra Duo glazeadas apresentam resistência superior quando  
541 comparadas às cerâmicas de e.max CAD (43). Embora o tratamento de aquecimento não  
542 seja necessário para a cristalização do material, a resistência à flexão do Celtra Duo  
543 após glazeamento foi consideravelmente maior do que após o polimento (3, 74, 75). O  
544 fabricante ainda sugere o glaze como forma de otimizar a estética e aumentar a  
545 resistência à flexão de 210 MPa para 370 Mpa. Sugere-se em novos estudos a inclusão  
546 de um grupo de restaurações confeccionadas em Celtra Duo somente polidas aos quais  
547 não necessitariam de forno para queima adicional. A redução do tempo de confecção e  
548 da complexidade da técnica de confecção trariam benefícios adicionais aos clínicos que  
549 confeccionam as peças em consultório.

550 Parâmetros de resistência flexural determinam a resistência à fratura de um  
551 corpo de prova (46). As restaurações em Empress CAD possuem desempenho clínico  
552 aceitável com a principal causa de falha clínica evidenciada por meio de lascas e

553 fraturas. O seu baixo módulo de elasticidade, 160 Mpa, como pode ser visto na tabela 2,  
554 é evidenciado por Heintze e Rousson (76) que incluíram sete estudos clínicos  
555 envolvendo 1487 coroas de impress CAD e concluíram que o risco de falha foi de 16%  
556 ao ano na região de molar. No presente estudo, a resistência máxima de fratura foi  
557 inferior aos outros grupos testados, porém metade das amostras falharam ao nível do  
558 assoalho pulpar, indicando a relevância clínica da configuração do teste de resistência  
559 máxima à fratura. Os valores obtidos no teste de resistência à fratura são bem maiores  
560 do que os habituais em humanos. Sendo assim, fraturas irreparáveis *in vivo* com forças  
561 que vão muito além de 1000N poderiam ser desprezíveis por ser esta uma condição não  
562 comumente encontrada em humanos devido à carga muito elevada.

563 A maioria das falhas dos dentes tratados endodonticamente se deve à  
564 biomecânica da restauração e em menor escala às razões biológicas (77). O número  
565 reduzido de interfaces envolvidas nesse sistema de endocrown faz com que ele atue  
566 como monobloco (dente/ cimento resinoso/ restauração), ao qual favorece a  
567 biomecânica em comparação aos sistemas que requerem a utilização de núcleos e,  
568 conseqüentemente, maior número de interfaces com diferentes módulos de elasticidade  
569 atuando no complexo (19). O fator mais importante que precisa ser considerado para o  
570 sucesso a longo prazo é a preservação de tecido dental sadio tanto na porção coronal  
571 quanto radicular. O papel da quantidade de estrutura dentária remanescente e a  
572 configuração do preparo na resistência à fratura sempre foi uma questão de  
573 preocupação na literatura, tendo sido refletida por vários estudos e análises com foco  
574 especial em restaurações pós-endodontia (70, 78, 79). A literatura demonstrou que a  
575 diferença na altura de projeção cerâmica em contato com a câmara pulpar não  
576 influenciou na performance no que se refere às suas propriedades mecânicas (80). Não  
577 obstante, não são esperadas falhas coesivas em coroas monolíticas fabricadas em  
578 cerâmica de silicato de lítio reforçado com zircônia não sendo, portanto, uma questão  
579 preocupante para a prática clínica diária quando utilizada a cimentação adesiva (63,  
580 81). Assim, o ponto central dos achados desta pesquisa aponta para uma nova classe de  
581 cerâmicas odontológicas com elevada resistência às cargas mastigatórias similar à  
582 zircônia bem como passível de cimentação adesiva.

583

584

585

586

587

588

## 6 CONCLUSÕES

589

590 De acordo com as limitações deste estudo *in vitro*, no qual foram aplicadas  
591 forças muitos excedentes à força de mordida habitual e por hábitos parafuncionais,  
592 pode-se concluir que:

593

594 • As cerâmicas inCoris TZI e Celtra Duo apresentaram resistência à fratura  
595 similar quando utilizadas para restaurações endocrown.

596 • A cerâmica Empress CAD apresentou menor valor de resistência à  
597 fratura quando comparada à inCoris TZI e Celtra Duo.

598 • A maioria das fraturas ocorreu ao nível de assoalho de câmara pulpar  
599 para os grupos de TZI e Celtra Duo apresentando prognóstico irreparável.

600 • A cerâmica Empress CAD não apresentou um padrão predominante de  
601 fratura tendo 50% de falhas reparáveis e 50% irreparáveis.

602

603

604 **7 REFERÊNCIAS**

605

606 1. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and  
607 microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent.*  
608 2015;40(2):201-10.

609 2. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and  
610 fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM  
611 technology. *J Prosthodont.* 2008;17(5):370-7.

612 3. Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM  
613 materials - Alternative loading approach for compact tension test. *Dent Mater.*  
614 2016;32(7):847-52.

615 4. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal  
616 force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J Oral Rehabil.*  
617 1999;26(12):932-5.

618 5. Guth JF, Edelhoff D, Goldberg J, Magne P. CAD/CAM Polymer vs Direct  
619 Composite Resin Core Buildups for Endodontically Treated Molars Without Ferrule.  
620 *Oper Dent.* 2016;41(1):53-63.

621 6. Ree M, Schwartz RS. The endo-restorative interface: current concepts. *Dent Clin*  
622 *North Am.* 2010;54(2):345-74.

623 7. Cobankara FK, Unlu N, Cetin AR, Ozkan HB. The effect of different restoration  
624 techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. *Oper Dent.*  
625 2008;33(5):526-33.

626 8. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of  
627 endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15(11):512-6.

628 9. Torbjorner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of  
629 structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):369-76.

630 10. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated  
631 molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J Prosthet Dent.*  
632 2005;93(2):164-70.

633 11. Ploumaki A, Bilkhair A, Tuna T, Stampf S, Strub JR. Success rates of prosthetic  
634 restorations on endodontically treated teeth; a systematic review after 6 years. *J Oral*  
635 *Rehabil.* 2013;40(8):618-30.

636 12. Bankoglu Gungor M, Turhan Bal B, Yilmaz H, Aydin C, Karakoca Nemli S.  
637 Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic  
638 restorations used for endodontically treated teeth. *Dental materials journal.* 2017.

639 13. Ng YL, Mann V, Gulabivala K. Tooth survival following non-surgical root canal  
640 treatment: a systematic review of the literature. *Int Endod J.* 2010;43(3):171-89.

641 14. Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted  
642 teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *J Prosthet Dent.*  
643 2002;87(4):380-6.

644 15. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures  
645 in endodontically treated teeth. *J Endod.* 2010;36(4):609-17.

646 16. Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The endocrown: an alternative approach for  
647 restoring extensively damaged molars. *J Esthet Restor Dent.* 2013;25(6):383-90.

648 17. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the  
649 restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1.

650 Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.*  
651 2007;38(9):733-43.

- 652 18. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the  
653 restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II  
654 (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.*  
655 2008;39(2):117-29.
- 656 19. Biacchi GR, Basting RT. Comparison of fracture strength of endocrowns and  
657 glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent.* 2012;37(2):130-6.
- 658 20. Valentina V, Aleksandar T, Dejan L, Vojkan L. Restoring endodontically treated  
659 teeth with all-ceramic endo-crowns– case report. *Serbian Dental J.* 2008(55):54-64.
- 660 21. Zogheib LV, Saavedra Gde S, Cardoso PE, Valera MC, Araujo MA. Resistance  
661 to compression of weakened roots subjected to different root reconstruction protocols. *J*  
662 *Appl Oral Sci.* 2011;19(6):648-54.
- 663 22. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence Int.*  
664 2008;39(2):99-106.
- 665 23. Otto T, Mormann WH. Clinical performance of chairside CAD/CAM feldspathic  
666 ceramic posterior shoulder crowns and endocrowns up to 12 years. *Int J Comput Dent.*  
667 2015;18(2):147-61.
- 668 24. Fages M, Bennisar B. The endocrown: a different type of all-ceramic  
669 reconstruction for molars. *J Can Dent Assoc.* 2013;79:d140.
- 670 25. Chang C-Y, Kuo J-S, Lin Y-S, Chang Y-H. Fracture resistance and failure  
671 modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC  
672 crowns. *Journal of Dental Sciences.* 2009;4(3):110-7.
- 673 26. Dejak B, Mlotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with  
674 endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dent Mater.* 2013;29(12):e309-17.
- 675 27. Sedrez-Porto JA, Rosa WL, da Silva AF, Munchow EA, Pereira-Cenci T.  
676 Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016;52:8-14.
- 677 28. Decerle N, Bessadet M, Munoz-Sanchez ML, Eschevins C, Veyrone J, Nicolas  
678 E. Evaluation of Cerec endocrowns: a preliminary cohort study. *Eur J Prosthodont*  
679 *Restor Dent.* 2014;22(2):89-95.
- 680 29. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of  
681 a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004;24(5):446-55.
- 682 30. Bindl A, Mormann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-  
683 crowns after 2 years--preliminary results. *J Adhes Dent.* 1999;1(3):255-65.
- 684 31. Fernandes da Cunha L, Gonzaga CC, Pissaiá JF, Correr GM. Lithium silicate  
685 endocrown fabricated with a CAD-CAM system: A functional and esthetic protocol.  
686 *The Journal of Prosthetic Dentistry.*
- 687 32. Yuan JC, Barao VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C. Effect of  
688 brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic  
689 restorations. *J Prosthet Dent.* 2017.
- 690 33. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate  
691 restorations at 4 years: A retrospective study. *J Prosthet Dent.* 2015;114(3):364-6.
- 692 34. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. Clinical outcomes of three  
693 different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent.* 2014;112(4):770-  
694 7.
- 695 35. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of  
696 Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2003;16(3):244-8.
- 697 36. D'Arcy BL, Omer OE, Byrne DA, Quinn F. The reproducibility and accuracy of  
698 internal fit of Cerec 3D CAD/CAM all ceramic crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent.*  
699 2009;17(2):73-7.

- 700 37. Lee KB, Park CW, Kim KH, Kwon TY. Marginal and internal fit of all-ceramic  
701 crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J*.  
702 2008;27(3):422-6.
- 703 38. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal  
704 adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the  
705 heat-press technique. *J Prosthet Dent*. 2014;112(2):249-56.
- 706 39. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated  
707 with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):555-60.
- 708 40. Ha SR. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic  
709 zirconia crown with different cement type. *J Adv Prosthodont*. 2015;7(6):475-83.
- 710 41. Owittayakul D, Lerdrat W, Pittayachawan P. Microleakage of zirconia  
711 frameworks cemented with two types of phosphate monomer-based resin cements.  
712 *European J Gen Dent*. 2015;4(2):92-7.
- 713 42. Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Oilo M. Monolithic zirconia dental crowns.  
714 Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dent Mater*.  
715 2017;33(9):1012-20.
- 716 43. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of  
717 CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*. 2016;32(11):e275-e83.
- 718 44. Chavali R, Nejat AH, Lawson NC. Machinability of CAD-CAM materials. *J*  
719 *Prosthet Dent*. 2017;118(2):194-9.
- 720 45. Schwindling FS, Rues S, Schmitter M. Fracture resistance of glazed, full-  
721 contour ZLS incisor crowns. *J Prosthodont Res*. 2017;61(3):344-9.
- 722 46. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of  
723 endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater*. 2007;23(9):1129-35.
- 724 47. Ivancik J, Arola DD. The importance of microstructural variations on the  
725 fracture toughness of human dentin. *Biomaterials*. 2013;34(4):864-74.
- 726 48. Forberger N, Gohring TN. Influence of the type of post and core on in vitro  
727 marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-  
728 ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2008;100(4):264-73.
- 729 49. Beltrao MC, Spohr AM, Oshima HM, Mota EG, Burnett LH, Jr. Fracture  
730 strength of endodontically treated molars transfixed horizontally by a fiber glass post.  
731 *Am J Dent*. 2009;22(1):9-13.
- 732 50. Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull  
733 analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for  
734 endodontically treated maxillary premolar. *Eur J Oral Sci*. 2010;118(1):87-93.
- 735 51. Lin CL, Chang YH, Pai CA. Evaluation of failure risks in ceramic restorations  
736 for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dent Mater*.  
737 2011;27(5):431-8.
- 738 52. Bromberg CR, Alves CB, Stona D, Spohr AM, Rodrigues-Junior SA, Melara R,  
739 et al. Fracture resistance of endodontically treated molars restored with horizontal  
740 fiberglass posts or indirect techniques. *J Am Dent Assoc*. 2016;147(12):952-8.
- 741 53. Zhu J, Rong Q, Wang X, Gao X. Influence of remaining tooth structure and  
742 restorative material type on stress distribution in endodontically treated maxillary  
743 premolars: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2017;117(5):646-55.
- 744 54. Shin Y, Park S, Park JW, Kim KM, Park YB, Roh BD. Evaluation of the  
745 marginal and internal discrepancies of CAD-CAM endocrowns with different cavity  
746 depths: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2017;117(1):109-15.
- 747 55. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation  
748 Ferrule Design Effect on Endocrown Failure Resistance. *J Prosthodont*. 2017.

- 749 56. Campos F, Valandro LF, Feitosa SA, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, de Jager N, et  
750 al. Adhesive Cementation Promotes Higher Fatigue Resistance to Zirconia Crowns.  
751 *Oper Dent.* 2017;42(2):215-24.
- 752 57. Turker SB, Ozcan M, Mandali G, Damla I, Bugurman B, Valandro LF. Bond  
753 strength and stability of 3 luting systems on a zirconia-dentin complex. *Gen Dent.*  
754 2013;61(7):e10-3.
- 755 58. Zandparsa R, Talua NA, Finkelman MD, Schaus SE. An in vitro comparison of  
756 shear bond strength of zirconia to enamel using different surface treatments. *J*  
757 *Prosthodont.* 2014;23(2):117-23.
- 758 59. Politano G, Fabianelli A, Papacchini F, Cerutti A. The use of bonded partial  
759 ceramic restorations to recover heavily compromised teeth. *Int J Esthet Dent.*11(3):314-  
760 36.
- 761 60. de Abreu RA, Pereira MD, Furtado F, Prado GP, Mestriner W, Jr., Ferreira LM.  
762 Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion. *Arch Oral*  
763 *Biol.* 2014;59(10):1065-74.
- 764 61. Waltimo A, Nystrom M, Kononen M. Bite force and dentofacial morphology in  
765 men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res.* 1994;102(2):92-6.
- 766 62. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment  
767 material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res.*  
768 2005;19(1):11-6.
- 769 63. Aktas G, Yerlikaya H, Akca K. Mechanical Failure of Endocrowns  
770 Manufactured with Different Ceramic Materials: An In Vitro Biomechanical Study. *J*  
771 *Prosthodont.* 2016.
- 772 64. Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, de Oliveira WJ.  
773 Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J*  
774 *Prosthodont.* 2009;18(8):649-55.
- 775 65. Bona AD, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of  
776 hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater.* 2003;19(7):662-9.
- 777 66. Harada R, Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Oda Y, Kawada E. The  
778 influence of colored zirconia on the optical properties of all-ceramic restorations. *Dent*  
779 *Mater J.* 2015;34(6):918-24.
- 780 67. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater.*  
781 2014;30(10):1195-203.
- 782 68. Bomicke W, Rammelsberg P, Stober T, Schmitter M. Short-Term Prospective  
783 Clinical Evaluation of Monolithic and Partially Veneered Zirconia Single Crowns. *J*  
784 *Esthet Restor Dent.* 2017;29(1):22-30.
- 785 69. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Cooper LF, Walter R. Fracture  
786 rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: A dental laboratory survey. *J*  
787 *Prosthet Dent.* 2016;116(3):436-9.
- 788 70. Frankenberger R, Zeilinger I, Krech M, Morig G, Naumann M, Braun A, et al.  
789 Stability of endodontically treated teeth with differently invasive restorations: Adhesive  
790 vs. non-adhesive cusp stabilization. *Dent Mater.* 2015;31(11):1312-20.
- 791 71. Rinke S, Pabel AK, Rodiger M, Ziebolz D. Chairside Fabrication of an All-  
792 Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case*  
793 *Rep Dent.* 2016;2016:1354186.
- 794 72. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al.  
795 Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and  
796 microstructural characterization. *Dent Mater.* 2017;33(1):84-98.

- 797 73. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental  
798 ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res.*  
799 2017;31(suppl 1):e58.
- 800 74. D'Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental  
801 ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent.*  
802 2016;115(3):350-5.
- 803 75. Zimmermann M, Egli G, Zaruba M, Mehl A. Influence of material thickness on  
804 fractural strength of CAD/CAM fabricated ceramic crowns. *Dent Mater J.*  
805 2017;36(6):778-83.
- 806 76. Heintze SD, Rousson V. Fracture rates of IPS Empress all-ceramic crowns--a  
807 systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;23(2):129-33.
- 808 77. Zicari F, Van Meerbeek B, Scotti R, Naert I. Effect of ferrule and post  
809 placement on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J*  
810 *Dent.* 2013;41(3):207-15.
- 811 78. Meyenberg K. The ideal restoration of endodontically treated teeth - structural  
812 and esthetic considerations: a review of the literature and clinical guidelines for the  
813 restorative clinician. *Eur J Esthet Dent.* 2013;8(2):238-68.
- 814 79. Zamin C, Silva-Sousa YT, Souza-Gabriel AE, Messias DF, Sousa-Neto MD.  
815 Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol.* 2012;28(4):282-  
816 6.
- 817 80. Rocca GT, Daher R, Saratti CM, Sedlacek R, Suchy T, Feilzer AJ, et al.  
818 Restoration of severely damaged endodontically treated premolars: The influence of the  
819 endo-core length on marginal integrity and fatigue resistance of lithium disilicate CAD-  
820 CAM ceramic endocrowns. *J Dent.* 2018;68:41-50.
- 821 81. Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro  
822 performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS  
823 molar crowns. *Dent Mater.* 2015;31(11):1363-9.

824

825

826

827

828

829



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul  
Pró-Reitoria Acadêmica  
Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 1 - 3º andar  
Porto Alegre - RS - Brasil  
Fone: (51) 3320-3500 - Fax: (51) 3339-1564  
E-mail: [proacad@pucrs.br](mailto:proacad@pucrs.br)  
Site: [www.pucrs.br/proacad](http://www.pucrs.br/proacad)

