

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

CILEA SLOMP

**Endocrown em CAD-CAM: análise *in vitro* da
carga máxima de fratura e do modo de falha**

Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr.

Orientador

Porto Alegre
2015

CILEA SLOMP

Endocrown em CAD-CAM: análise *in vitro* da carga máxima de fratura e do modo 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 Prótese Dentária.

Linha de Pesquisa: Tecnologias e Técnicas Restauradoras

Orientador: Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr.

Porto Alegre

2015

CILEA SLOMP

Endocrown em CAD-CAM: análise *in vitro* da carga máxima de fratura e do modo 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 Prótese Dentária.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr. – PUCRS

Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota - PUCRS

Prof. Dr. Rafael Ratto de Moraes - UFPel

“O sucesso nasce do querer, da determinação e persistência em se chegar a um objetivo. Mesmo não atingindo o alvo, quem busca e vence obstáculos, no mínimo fará coisas admiráveis”.

(José de Alencar)

AGRADECIMENTOS

Em especial, agradeço carinhosamente ao meu noivo **Alexsandro José Ferreira**, por estar constantemente ao meu lado demonstrando companheirismo, compreensão, paciência, plenitude e apoio, fundamentais nessa jornada. Obrigada, Alex, por me mostrar o verdadeiro sentido do amor e por tornar minha vida muito mais feliz!

Agradeço infinitamente a meus queridos pais, **Jane Vanderli Streck Slomp** e **José Paulo Slomp**, que são minha inspiração e meus alicerces, dos quais tenho um profundo orgulho e admiração e sem os quais eu jamais teria realizado esse sonho. Pai e mãe, palavras escritas não representam toda a gratidão e amor que sinto por vocês!

Muito obrigada à minha adorável irmã **Alice Ângela Slomp**, por todo carinho, incentivo, por representar um exemplo de luta pessoal e profissional com sábia e direta influência nas minhas escolhas. Agradeço também ao meu querido cunhado **Eduardo Lima de Oliveira**, por toda atenção, auxílio, receptividade, paciência e bondade.

Agradeço excepcionalmente ao meu orientador, professor **Dr. Luiz Henrique Burnett Jr.**, por sua incansável dedicação, admirável sabedoria e inteligência na transmissão do conhecimento e condução do estudo presente. Muito obrigada pela contribuição significativa na minha formação e crescimento profissional.

Agradeço demasiadamente à professora **Dra. Ana Maria Spohr**, coordenadora do PPGO (Programa de Pós-Graduação em Odontologia) por todo seu empenho e dedicação ao desenvolvimento científico. Em especial, agradeço pela imprescindível contribuição na condução da presente pesquisa nas etapas laboratoriais e no meu aprendizado como um todo.

Aos professores **Dr. Eduardo Gonçalves Mota** e **Dra. Julieta Gomes Tavares** pela contribuição expressiva na qualificação do projeto da presente pesquisa. Especialmente ao professor Eduardo Mota por ter ilustremente participado de minha banca.

Agradeço imensamente ao **Dr. Rafael Ratto de Moraes** por sua grandiosa colaboração como banca, com preciosas contribuições.

Obrigada à querida **Deborah Stona**, por seu primordial auxílio e dedicação no desenvolvimento dessa pesquisa, especialmente pela eficiência no manejo laboratorial.

À querida **Cauana Oliva Tavares**, por seu empenho e grande competência na realização das Endodontias e por ter me proporcionado a honra e o prazer de ministrar aula.

À professora **Dra. Stela Maris de Jesus Castro**, por toda sua presteza e dedicação, por estar sempre pronta para quaisquer esclarecimentos Estatísticos, e cuja participação foi fundamental nesse estudo.

À querida colega **Simone Marja Rodrigo Boettcher**, por sua imensa colaboração.

À adorável **Camila Fontoura Guimarães** por toda sua presteza, dedicação e cordialidade.

Agradeço indefinidamente à minha querida colega **Heloísa Pressi**, por toda sua amizade, companheirismo, serenidade, sabedoria, apoio, e por compartilhar momentos inesquecíveis vividos no universo acadêmico e fora dele. Sou muito feliz por ter te conhecido, minha grande amiga!

Agradeço a todas as colegas e amigas pelo convívio engrandecedor, por dividirmos experiências, conhecimento, anseios e alegrias que ficarão eternizados. São elas: **Carolina, Claudia D., Claudia M., Daniele, Duziene, Heloísa C., Ivana, Mariele, Tamara e Vania.**

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na pessoa do diretor da Faculdade de Odontologia, **Prof. Alexandre Bahlis**, e a todos os professores do PPGO pelos seus ensinamentos.

À **CAPES** 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.

RESUMO

Objetivos: avaliar a carga máxima de fratura e o padrão de falha de restaurações endocrown realizadas com sistema CAD-CAM cimentadas sobre molares tratados endodonticamente.

Materiais e métodos: trinta dentes molares hígidos extraídos foram distribuídos aleatoriamente em 3 grupos (n=10). Após serem endodonticamente tratados, foram restaurados com endocrowns realizadas através do sistema CEREC/InLab (Sirona) com três diferentes materiais: e.max CAD (Ivoclar Vivadent), Vita Mark II (VITA) ou Lava Ultimate (3M ESPE). Após, foram submetidos à fadiga mecânica com aplicação de carga vertical de 100N, totalizando 1.000.000 de ciclos. Posteriormente, foi testada a carga máxima de fratura com força compressiva ao longo eixo do dente sob velocidade de 1mm/min.

Resultados: Os resultados obtidos após o ensaio de carregamento máximo de fratura foram (médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para ANOVA e Tukey) ($p < 0,05$): Lava Ultimate $3048,6N \pm 730,33$ (A), e.max CAD $2188,5N \pm 704,82$ (B) e Vita Mark II $1129,5N \pm 491,31$ (C). Conforme o teste qui-quadrado ($p = 0.0342$) o grupo Vita Mark II apresentou a maior proporção para as fraturas somente em restauração (80%), diferindo estatisticamente dos demais grupos. O teste Exato de Fisher evidenciou prognóstico predominantemente recuperável ao Vita Mark II e irrecuperável ao e.max CAD ($p = 0,0029$).

Conclusão: O Lava Ultimate apresentou maior resistência à fratura, enquanto a cerâmica Vita Mark II, a menor. O grupo Vita Mark II apresentou prognóstico predominantemente recuperável. As fraturas nos demais grupos predominaram em dente+restauração, com prognóstico desfavorável ao e.max CAD.

Palavras-chave: endocrown, resistência à fratura, CAD-CAM, cerâmicas, resina composta

ABSTRACT

Objectives: To evaluate the maximum fracture load and the failure pattern of endodontically treated molars restored with endocrown by CAD-CAM system.

Methods: Thirty healthy extracted molars were randomly assigned into 3 groups (n=10). After endodontic treatment, teeth were restored with endocrowns by CEREC/InLab (Sirona) system with three different materials: e.max CAD (Ivoclar Vivadent), Vita Mark II (VITA) or Lava Ultimate (3M ESPE). The specimens were subjected to the fractured resistance testing after 1,000,000 cyclic fatigue loading at 100N. Subsequently, they were tested in a universal testing machine with a crosshead speed of 1mm/min with compressive force to the long axis of the tooth.

Results: According to a 2-way analysis of variance, the means of fracture resistance were (means followed by the same letter show no significant difference to ANOVA and Tukey) ($p < 0.05$): Lava Ultimate $3048,6N \pm 730.33$ (A), e.max CAD $2188,5N \pm 704.82$ (B) and Vita Mark II $1129,5N \pm 491.31$ (C). Chi-square test ($p = 0.0342$) presented mostly restoration fractures to Vita Mark II (80%), statistically differing from the other groups. Fisher Exact test demonstrated predominantly reparable prognosis to Vita Mark II and unreparable to e.max CAD ($p = 0.0029$).

Conclusion: Lava Ultimate showed the highest fracture resistance values, while Vita Mark II, the lowest. Vita Mark II group obtained predominantly reparable prognosis. In the other groups, the failure pattern was tooth + restoration with unfavorable prognosis to e.max CAD.

Keywords: endocrown, fracture resistance, CAD-CAM, ceramics, composites

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 (A) e (B): Recobrimento radicular com poliéter simulando o ligamento periodontal.....	22
Figura 2: Dente embutido em resina acrílica.....	22
Figura 3: Vista oclusal da espessura média da parede gengival (profundidade axial) de 1,6mm.....	24
Figura 4: a) Preparo cavitário para endocrown	25
b) <i>close up</i> da vista vestibular.....	25
c) vista oclusal	25
Figura 5: Confecção dos blocos em CEREC a) Preparo cavitário para endocrown escaneado no software InLab; b) Modelagem da restauração tipo endocrown padronizando a anatomia oclusal; c) Restauração endocrown modelada: vista da projeção da restauração na câmara pulpar; d) Corte axial da restauração posicionada sobre o preparo cavitário. Espessura da restauração de 7,2 mm; e) Restauração posicionada no bloco previamente à fresagem.....	27
Figura 6: Peça concluída, após o glazeamento	28
Figuras 7: a) Dispositivo de pressão à cimentação; b) remoção dos excessos de cimento.	31
Figura 8: Fotopolimerização do cimento.....	31
Figura 9: Coroa endocrown cimentada ao dente	32
Figura 10: a) Máquina de ensaio universal simuladora de fadiga mecânica;.....	33
b) Vista aproximada dos corpos de prova na máquina imersos em água destilada.....	33
Figura 11: Corpo de prova submetido à força vertical na máquina de ensaio.....	34
Figura 12: Vita Mark II: fratura irreparável do dente+restauração, atingindo o assoalho pulpar. (A) vista proximal. (B) vista oclusal.	39
Figura 13: Fratura predominante Vita Mark II, do tipo cerâmica e de prognóstico reparável. (A) vista proximal; (B) vista oclusal.	39
Figura 14: Fratura da cerâmica Vita Mark II e fragmento unido ao dente.....	39
(A) vista lingual. (B) vista oclusal.....	39
Figura 15: e.max CAD: fratura de prognóstico irreparável e do tipo dente+restauração, padrão predominante nesse grupo.	40
Figura 16: Fratura irreparável do e.max CAD, comprometendo, além da cerâmica, o assoalho pulpar verticalmente. (A) vista oclusal; (B) vista proximal.....	40
Figura 17: e.max CAD de prognóstico reparável, com fratura somente em cerâmica... ..	40
(A) vista lingual; (B) vista oclusal.....	40
Figura 18: Lava: fratura irreparável. Observa-se fratura do tipo dente+restauração, representando o padrão predominante de suas falhas.....	41
Figura 19: Fratura reparável do Lava, acometendo somente a restauração.....	41

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Distribuição dos grupos	23
Tabela 2. Materiais utilizados na colagem	29
Tabela 3. Protocolo de colagem das coroas endocrown.....	30
Tabela 4. Médias de carregamento máximo de fratura	35
Tabela 5. Efeito do tipo de material, dente (superior ou inferior) e tamanho do dente no padrão de fratura após ensaio mecânico	36
Tabela 6. Proporção estimada de fratura do tipo Dente + Restauração.....	36
Tabela 7. Proporção estimada de fratura do tipo Restauração	37
Tabela 8. Prognóstico dos materiais quanto à recuperação ou não (fratura de assoalho) após o ensaio de carregamento máximo de fratura segundo teste Exato de Fisher.....	38
Tabela 9. Propriedades dos materiais restauradores utilizados no experimento	43

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>
ADA	<i>American Dental Association</i>
AFL	Ácido fluorídrico
AFO	Ácido fosfórico
AL2	All-Bond 2
Al ₂ O ₃	Óxido de Alumínio
AL2PA	All-Bond 2 Primer A
AL2PB	All-Bond 2 Primer B
ANOVA	Análise de Variância
Bis-GMA	Bisfenol A Diglicidil Metacrilato
BPDM	Bifenil Dimetacrilato
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
DE	All-Bond 2 Dentin/Enamel Bonding Resin
DL	Duo-Link
et al.	Abreviatura de et alii (e outros)
GPa	Gigapascal
HEMA	Hidroxietil Dimetacrilato
IG1	Inferior Grupo 1
IG2	Inferior Grupo 2
IG3	Inferior Grupo 3
JAC	Junção Amelo-cementária
Kg	Quilograma
$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_2$	Dissilicato de Lítio
LS_2	Dissilicato de Lítio
min	Minuto
ml	Mililitro
mm	Milímetro
mm/minuto	Milímetro por minuto
MPa	Megapascal
n	Número de corpos de prova
N	Newton
NTG-GMA	N-toliglicina Glicidil Metacrilato
p	Valor de probabilidade
PB	All-Bond 2 Pré-Bond
pH	Potencial de Hidrogênio
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

PVC	Policloreto de Vinila
RNC	Resina Nano Cerâmica
Rpm	Rotações por Minuto
s	Segundos
SAS	<i>Statistical Analysis System</i>
SG1	Superior Grupo 1
SG2	Superior Grupo 2
SG3	Superior Grupo 3
SL	Silano
TEGDMA	Trietilenoglicol Dimetacrilato
TMSPM	3-trimetoxisilil Propil Metacrilato
UDMA	Uretano Dimetacrilato
α	Nível de significância
μm	Micrometros

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
2. MATERIAIS E MÉTODOS	20
2.1 Inclusão das amostras	21
2.2 Tratamento Endodôntico.....	23
2.3 Preparo dos dentes	24
2.4 Confeção dos Blocos em CEREC AC	26
2.5 Colagem	28
2.6 Ciclagem mecânica - fadiga.....	32
2.7 Teste de carregamento máximo de fratura.....	33
2.8 Falhas	34
3. RESULTADOS	35
4. DISCUSSÃO.....	42
5. CONCLUSÃO	50
REFERÊNCIAS	51
ANEXO A	54
ANEXO B	55

1. INTRODUÇÃO

Os dentes endodonticamente tratados possuem alterações estruturais atribuídas à perda tecidual decorrentes de lesões cariosas, fraturas, preparos cavitários, incluindo o acesso prévio à terapia endodôntica, o alargamento do canal durante os procedimentos endodônticos e o uso de substâncias químicas irrigadoras (1). Estas modificações diferenciam significativamente o comportamento biomecânico entre dentes vitais ou tratados endodonticamente (2).

A longevidade de um dente com endodontia é influenciada pela técnica e pelo material restaurador utilizado (3). Entre as técnicas disponíveis para restaurar os dentes tratados endodonticamente, a convencional utiliza núcleos intrarradiculares com o objetivo de estabilizar a estrutura coronária remanescente e reter a estrutura coronária faltante (4). No entanto, o desgaste necessário ao preparo para a colocação de núcleo reduz a quantidade de remanescente dental sadio, fragilizando o dente e aumentando os riscos de perfuração lateral durante o preparo (5). Além disso, devido aos diferentes módulos de elasticidade dos materiais atuando na distribuição de forças no sistema coroa-cimento-dentina, há maior risco de fraturas radiculares com a presença de núcleos rígidos (6) as quais poderão ser irreparáveis ocasionando a necessidade de extração dentária se ocorrerem abaixo da junção amelocementária (7, 8). A manutenção e preservação dos tecidos cervicais para estabilizar mecanicamente o complexo dente-restauração com a criação do efeito fêrula é fundamental para otimizar o comportamento biomecânico do dente restaurado (1, 5), além de aumentar a quantidade de superfícies aptas à adesividade (4).

Como alternativa ao tratamento convencional, as restaurações endocrown seguem os preceitos do padrão-ouro para restaurações de dentes endodonticamente tratados através de preparos minimamente invasivos com a máxima preservação da estrutura dentária. (8, 9). O preparo para endocrown consiste em uma margem cervical circular e uma cavidade com retenção central ancorada no interior da câmara pulpar, obtendo retenção macromecânica através de paredes pulpares e margens cavitárias (na técnica clássica para dentes posteriores) e micromecânica através do sistema adesivo. (9) Não obstante, as endocrowns são monoblocos que proporcionam resultados eficientes e estéticos (10-12), minimizando os efeitos da atuação de múltiplas interfaces no sistema restaurador (6, 13-15). Dessa forma, eliminam a atuação de forças oblíquas e horizontais destrutivas no interior da raiz que poderiam ser causadas pela presença de núcleos (1, 3), apresentando melhor distribuição de stress em esmalte, dentina e cimento (3, 11). Outra vantagem é o menor custo e a necessidade de menor tempo clínico necessário à sua confecção (14, 16). São indicadas também em restaurações de dentes com coroas clínicas com altura insuficiente que impossibilitem espessura adequada de cerâmica (4), em espaços interproximais limitados, além de canais radiculares finos, atrésicos, calcificados ou curvos que impossibilitem o uso de núcleos (14).

Por sua vez, a pesquisa por materiais biocompatíveis com propriedades físico-mecânicas similares aos tecidos dentais tem introduzido uma nova geração de blocos de sistemas CAD-CAM (*Computer Aided Design- Computer Aided Manufacturing*) (3, 6, 10, 12, 15-20). A confecção de restaurações com a utilização desses sistemas pode ser benéfica por melhorar a precisão e adaptação da peça protética ao dente, eliminar as etapas laboratoriais, possibilitando a confecção da prótese em uma única sessão (11, 16) com isso reduzindo os custos associados aos procedimentos de construção de núcleo e de coroa (15). Entre os sistemas CAD-CAM, o CEREC (*Chairside Economical*

Restoration Esthetic Ceramic) possibilita a utilização de blocos cerâmicos ou de compósitos (17, 20), entre outros materiais. As cerâmicas de dissilicato de lítio têm sido propostas para aumentar a resistência mecânica de restaurações CAD-CAM (7, 14, 21). No entanto, a alta resistência à fratura desse tipo de material pode gerar cargas destrutivas ao dente e conseqüentemente falhas irreparáveis (7). Todavia, devido a maior capacidade de absorção de forças, blocos de resina composta CAD-CAM tem sido sugeridos como alternativa às cerâmicas (18, 21).

A confecção de endocrown com o sistema CAD-CAM CEREC possibilita o desenho e automação de monoblocos através de um método eficiente de reconstrução coronária de dentes não vitais com resultados a longo prazo (9, 15, 19), principalmente em molares (19). No entanto, até o presente momento, não há um consenso na literatura em relação ao material ideal para a confecção de endocrowns no sistema CEREC. Uma vez que as cerâmicas feldspáticas ou de dissilicato de lítio apresentam propriedades mecânicas diferentes, o uso destas em longo prazo pode ser determinante para o sucesso do tratamento restaurador e na preservação do tecido dentário subjacente, pois poderão apresentar comportamentos distintos quanto à dissipação de forças ao longo de toda a estrutura do dente restaurado (22).

O objetivo do presente estudo foi testar a carga máxima de fratura de endocrowns em molares endodonticamente tratados confeccionadas através do sistema CAD-CAM CEREC AC em três diferentes materiais: e.max CAD, Vita Mark II e Lava Ultimate; além de determinar o modo de fratura na aplicação de força ao longo eixo do dente.

As seguintes hipóteses foram postuladas:

Não haverá diferença na carga máxima à fratura entre e.max CAD, Vita Mark II e Lava Ultimate quando utilizadas em restaurações do tipo endocrown em molares endodonticamente tratados. As restaurações endocrown confeccionadas com Vita Mark II, e.max CAD e Lava Ultimate não induzirão fratura no assoalho pulpar.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O cálculo, do tamanho da amostra por tipo de restauração, foi realizado considerando um nível de significância de 5%, um poder nominal de 80%, uma diferença mínima entre as resistências médias de 230N, e um desvio padrão de 90N, conforme estudo de Stona et al (23). A partir destes parâmetros e ainda considerando a inclusão do efeito de bloco (tipo de dente superior ou inferior) e da covariável (tamanho do dente) no modelo, o número mínimo de repetições foi igual a 10 dentes por grupo. A variável tamanho do dente, que corresponde às medidas méso-distal e vestibulo-lingual da região cervical de cada corpo de prova, foi controlada pela mensuração em milímetros através da unidade CEREC, para posteriormente ser incluída no modelo estatístico.

O desenho experimental foi aprovado pelo CCEFO (Comitê Científico e de Ética da Faculdade de Odontologia) da PUCRS (ANEXO A) e pelo CEP (Comitê de Ética em Pesquisa) da Plataforma Brasil, sob número 35171214.6.0000.5336.

Trinta dentes molares humanos hígidos extraídos por indicação terapêutica foram obtidos de clínica privada. Todos os pacientes foram instruídos quanto aos objetivos da pesquisa e assinaram um termo de doação antes das extrações dentárias (ANEXO B). Os dentes foram extraídos e distribuídos em 3 grupos (n=10). Cada grupo foi composto por 5 molares superiores e 5 molares inferiores distribuídos aleatoriamente por sorteio de acordo com o seguinte critério: SG1 (molar superior sorteado para o Grupo 1), SG2 (superior Grupo 2), SG3 (superior Grupo 3), IG1 (inferior Grupo 1), IG2 (inferior Grupo 2), IG3 (inferior Grupo 3) e assim sucessivamente até completar 10 amostras por grupo. Dentes com tecido cariado, restaurações, fraturas ou raízes muito curvas foram excluídos da amostra. Os dentes foram imersos em solução de cloramina T

0,5% durante 7 dias para desinfecção e após, foram removidos manualmente eventuais resíduos ligamentares e cálculos dentais.

2.1 Inclusão das amostras

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

Cada raiz foi recoberta por uma camada de espessura de 0,3mm de poliéter, (Impregum Soft, 3M ESPE, EUA) sem aplicação prévia de adesivo, (figura 1 “a” e “b”) para simular o ligamento periodontal (7). Conforme Beltrão (24), cada dente foi verticalmente introduzido em um tubo cilíndrico de PVC de 2cm de diâmetro e 2cm de altura fixado em sua extremidade radicular por cera utilidade. Foram demarcadas a lápis em cada amostra as linhas de referência que serviram de guia para incluí-las numa posição centralizada. As amostras foram removidas do tubo de PVC para a introdução da resina acrílica autopolimerizável Jet Clássico (Clássico Indústria Brasileira, São Paulo, SP, Brasil) na fase plástica. Após, foram reposicionadas conforme as linhas guias previamente demarcadas de modo que a resina acrílica recobrisse a porção radicular até 2mm apicalmente à JAC (junção amelo-cementária), medida que corresponde aproximadamente ao nível ósseo alveolar em dentes saudáveis (figura 2). Assim, a distância entre o término cervical a ser preparado e o nível da resina acrílica foi de 3mm (7). As amostras foram identificadas com os números 01 a 10 escritos nos tubos de PVC e foram aleatoriamente distribuídas nos grupos descritos na tabela 1.

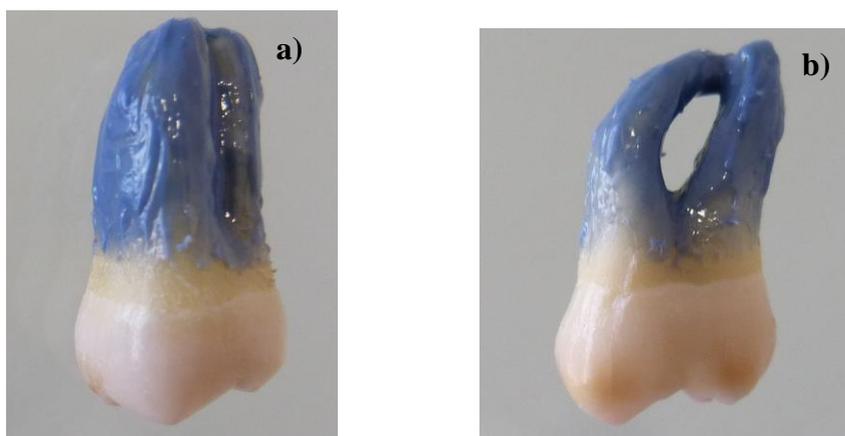


Figura 1 (A) e (B): Recobrimento radicular com poliéter simulando o ligamento periodontal



Figura 2: Dente embutido em resina acrílica

Tabela 1. Distribuição dos grupos

Grupos	Fabricante	Material	n
e.max CAD	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein	Cerâmica de dissilicato de lítio (LS ₂)	10
VITABLOCS Mark II	VITA, Alemanha	Cerâmica feldspática	10
Lava™ Ultimate	3M ESPE, EUA	Nanocerâmica resinosa (RNC) /resina composta	10

2.2 Tratamento Endodôntico

O tratamento endodôntico seguiu o seguinte protocolo: para o acesso cavitário, foram utilizadas pontas diamantadas número #02 e #04 (KG Sorensen Ind. e Com Ltda., Barueri, SP, Brasil) em alta rotação e refrigeradas. 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. Após, a exploração dos canais foi realizada com lima File número 15 (Flexo File, Dentsply Ind. e Com Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil) e o preparo do acesso aos canais foi realizado com brocas Gattes-Glidden número 01 e 02 (Dentsply Ind. e Com Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil), com cuidadosa irrigação dos canais com hipoclorito de sódio a 1%. Após isso, os canais foram irrigados com soro fisiológico 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 gutta-percha (Dentsply Ind. e Com Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil). Foi realizada condensação vertical na gutta-percha com condensador de Paiva número 2 (Dentsply Ind. e Com Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil)

somente na região correspondente ao terço cervical da raiz. Após, as amostras foram recolocadas no recipiente original com soro fisiológico para prevenir desidratação.

2.3 Preparo dos dentes

Os dentes foram restaurados com endocrown conforme a figura 3.

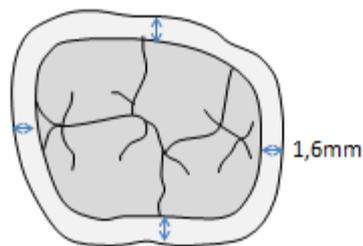
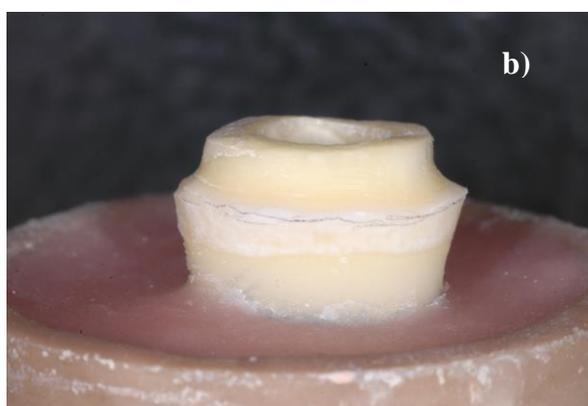


Figura 3: Vista oclusal da espessura média da parede gengival (profundidade axial) de 1,6mm.

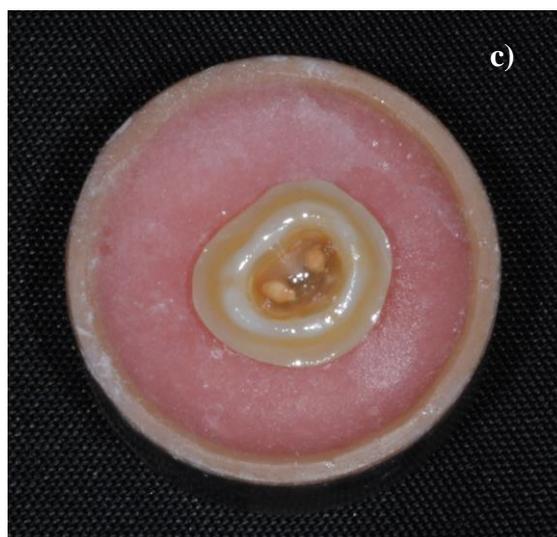
A porção coronária das amostras foi preparada com broca em esmalte 1mm acima da JAC conforme Basting e Biacchi (14), medida que foi verificada com sonda periodontal milimetrada. Devido à ausência de consenso em relação à mensuração do preparo ideal para endocrown, a altura axial estabelecida foi de 2mm e a espessura da parede gengival foi de 1,6mm, delimitada pela espessura da broca utilizada, conforme a figura 4 *a-c*.



Figura 4: a) Preparo cavitário para endocrown



b) *close up* da vista vestibular



c) vista oclusal

Cada preparo consistiu em uma cavidade internamente delimitada pelas dimensões da câmara pulpar cuja profundidade média foi de 5 a 7mm de distância do ângulo cavo-superficial à entrada dos canais e cujos ângulos internos foram lineares e arredondados (3, 10). A altura coronária da projeção pulpar à porção oclusal das restaurações foi em média de 7mm (14). Para os preparos foram utilizadas pontas diamantadas número 3131 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) para delimitar a profundidade, expulsividade e conformação interna da câmara pulpar e número 4137 (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) para planificação, desgaste axial e chanfro, ambas em alta rotação, com irrigação constante e substituídas a cada 5 preparos.

2.4 Confeção 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). Foi utilizado scanner óptico intraoral diretamente sobre os corpos de prova preparados, através de camada de pó Vita (Vita, Alemanha), câmera Blue Cam e software InLab 4.01 (Sirona Dental, Bensheim, Alemanha) para a construção coronária, conforme a figura 5 *a-e*.

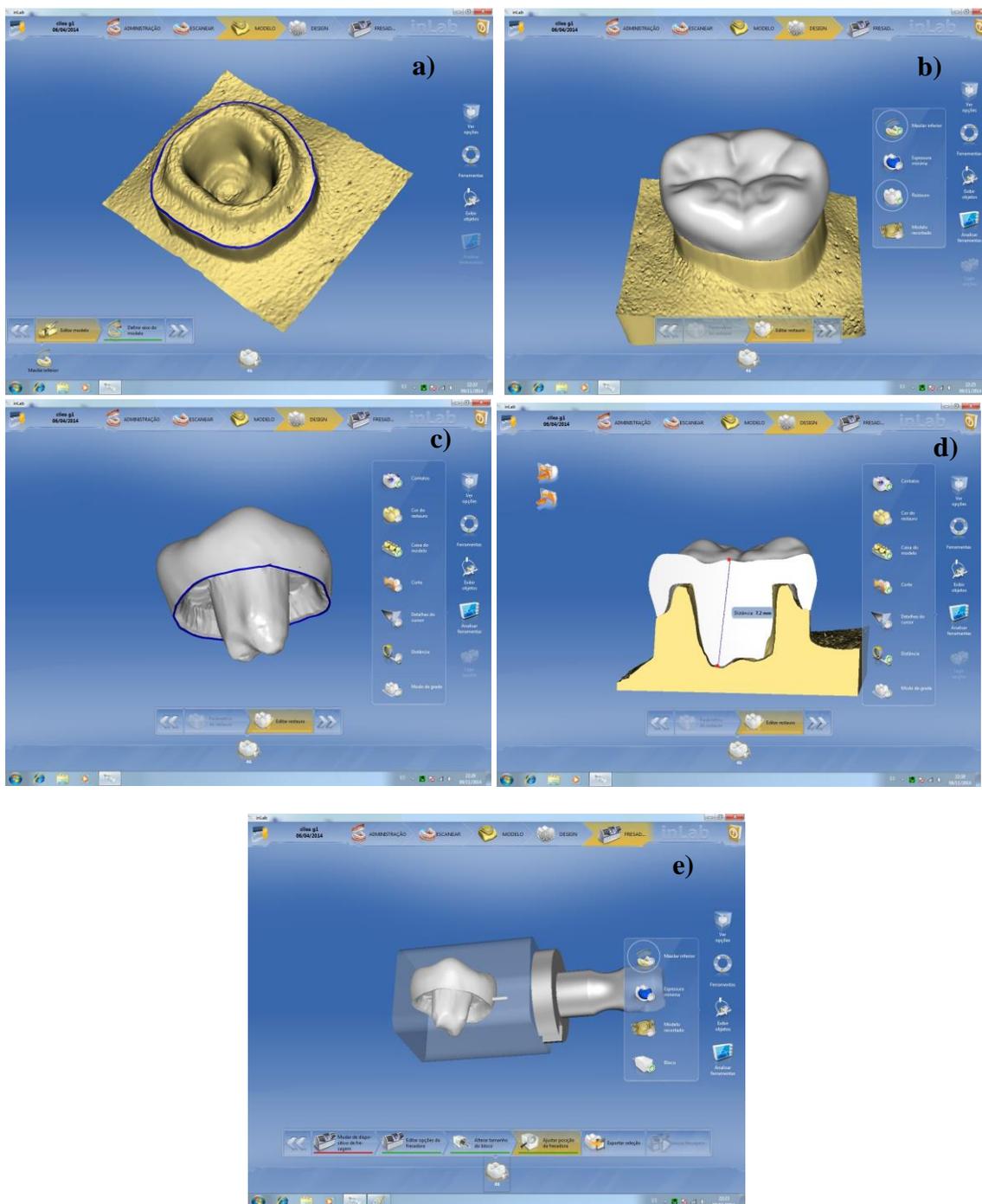


Figura 5: Confeção dos blocos em CEREC a) Preparo cavitário para endocrown escaneado no software InLab; b) Modelagem da restauração tipo endocrown padronizando a anatomia oclusal; c) Restauração endocrown modelada: vista da projeção da restauração na câmara pulpar; d) Corte axial da restauração posicionada sobre o preparo cavitário. Espessura da restauração de 7,2 mm; e) Restauração posicionada no bloco previamente à fresagem.

Foram utilizadas as brocas 12S *cylinder pointed bur* e *step bur* (Sirona Dental, Bensheim, Alemanha). As restaurações realizadas com as cerâmicas e.max CAD e Vita Mark II foram acabadas com pontas siliconadas (W2dg, W2dmf, W2D, Evedental, Alemanha) sob 12000 rpm e após foi realizado glaze de superfície (pasta glaze, e.max Ceram, Ivoclar) em forno P300 (Ivoclar): temperatura de início 403°C, aquecimento gradual de 60°C a cada 1 minuto totalizando o tempo de 6 minutos até atingir a temperatura de 725°C, nesta temperatura foi acionado o vácuo durante 1 minuto. Após foi realizado resfriamento gradual do forno até 450°C. As restaurações realizadas com o material Lava Ultimate receberam acabamento e polimento com pontas siliconadas.

A conformação final das coroas está de acordo com a figura 6.



Figura 6: Peça concluída, após o glazamento

2.5 Colagem

Os materiais utilizados na colagem das restaurações estão descritos na tabela 2 e o protocolo de colagem das peças à estrutura dentária seguiram o padrão descrito na tabela 3, conforme instruções dos fabricantes.

Tabela 2. Materiais utilizados na colagem

Produto	Condicionador ácido A	Condicionador ácido B	Silano	Sistema adesivo	Cimento
Descrição	Condicionador de porcelanas	Condicionador Dental Gel	RelyX Ceramic Primer	All-Bond 2	Duo-Link
Característica	Gel de ácido fluorídrico a 10% (AFL)	Gel de ácido fosfórico a 37% (AFO)	Agente de união silano (SL)	Adesivo dual AL2PA ² + AL2PB ³ + PB ⁴ + DE ⁵ (AL2)	Cimento resinoso dual (DL)
Composição	Ácido fluorídrico, água, espessante e corante	Ácido fosfórico, sílica coloidal, surfactante e corante.	Álcool etílico, água, TMSPM ¹	AL2PA: acetona, etanol, sal de NTG-GMA ⁶ . AL2PB: acetona, etanol, BPDM ⁷ . PB: Bis-GMA ⁸ , TEGDMA ⁹ , peróxido de benzoila. DE: Bis-Gma, HEMA ¹⁰	BASE: Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ¹¹ , dióxido de silício. CATALISA DOR: Bis-GMA, TEGDMA, dióxido de silício
Fabricante	Dentsply, EUA	Dentsply, EUA	3M ESPE, EUA	Bisco, Inc. Schaumburg, EUA	Bisco, Inc. Schaumburg, EUA

¹TMSPM= 3-trimetoxisilil propil metacrilato²AL2PA= All-Bond 2 Primer A³AL2PB= All-Bond 2 Primer B⁴PB= All-Bond 2 Pre-Bond⁵DE= All-Bond 2 Dentin/Enamel Bonding Resin⁶NTG-GMA= N-toliglicina glicidil metacrilato⁷BPDM= bifenil dimetacrilato⁸Bis-GMA= bisfenol A diglicidil metacrilato⁹TEGDMA= trietilenoglicol dimetacrilato¹⁰HEMA= hidroxietil dimetacrilato¹¹UDMA= uretano dimetacrilato

Tabela 3. Protocolo de colagem das coroas endocrown

Grupo	Condicionamento da peça	Silanização	Colagem	
			Dente	Coroa endocrown
e.max CAD	AFL ¹ (20s), lavagem spray ar-água (20s), secagem jato de ar	SL ² (60s)	AFO ³ (15s, lavagem spray ar-água 30s, secagem jato de ar) + AL2PA ⁴ + AL2PB ⁵ (5 camadas, secagem 5s, fotoativação 20s) + PB ⁶	DE ⁷ + DL ⁸ (fotoativação 40s cada face)
Vita Mark II	AFL ¹ (1min), lavagem spray ar-água (1min), secagem jato de ar	SL ² (60s)	AFO ³ (15s, lavagem spray ar-água 30s, secagem jato de ar) + AL2PA ⁴ + AL2PB ⁵ (5 camadas, secagem 5s, fotoativação 20s) + PB ⁶	DE ⁷ + DL ⁸ (fotoativação 40s cada face)
Lava Ultimate	Jateamento Al ₂ O ₃ ⁹ <50µm, lavagem álcool, secagem	SL ² (60s)	AFO ³ (15s, lavagem spray ar-água 30s, secagem jato de ar) + AL2PA ⁴ + AL2PB ⁵ (5 camadas, secagem 5s, fotoativação 20s) + PB ⁶	DE ⁷ + DL ⁸ (fotoativação 40s cada face)

¹AFL= Ácido Fluorídrico a 10%

²SL= Silano

³AFO= Ácido Fosfórico a 37%

⁴AL2PA= All-Bond 2 Primer A

⁵AL2PB= All-Bond 2 Primer B

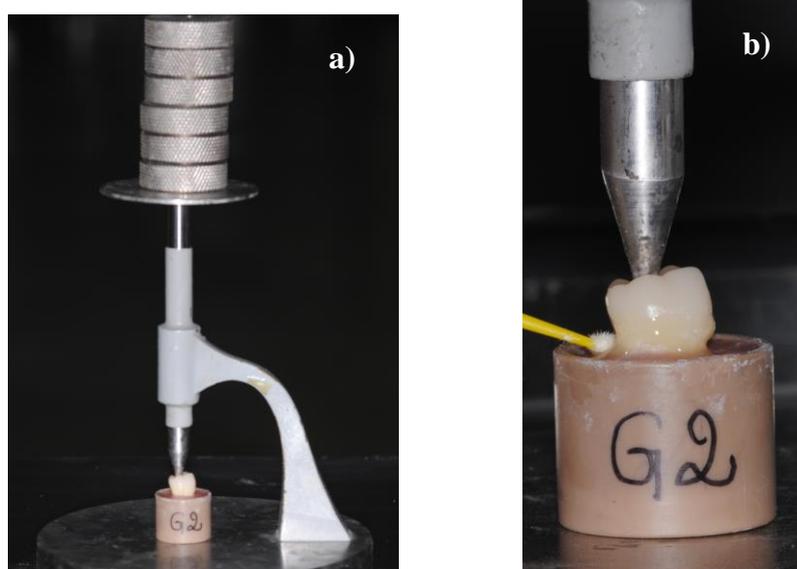
⁶PB= All-Bond 2 Pre-Bond Resin

⁷DE= All-Bond 2 Dentin/Enamel Resin

⁸DL= Duo-Link

⁹Al₂O₃= Óxido de Alumínio

Todas as restaurações foram submetidas durante o processo de colagem na superfície dentária a uma pressão de cimentação de 1kg em dispositivo específico durante 1min (figura 7), fotoativadas com o fotopolimerizador Rádi-Cal SDI (Austrália) (figura 8). Após a finalização da colagem (figura 9), as amostras foram imersas em água destilada e colocadas em estufa à temperatura de 37°C por 7 dias antes de serem submetidas aos testes.



Figuras 7: a) Dispositivo de pressão à cimentação; b) remoção dos excessos de cimento.



Figura 8: Fotopolimerização do cimento

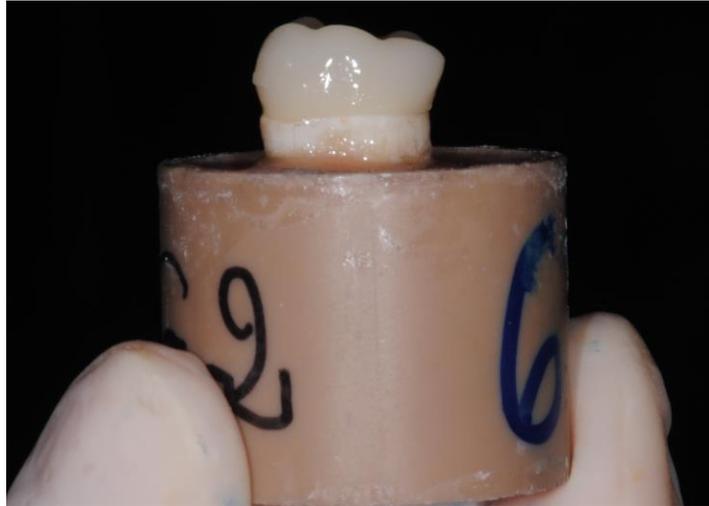


Figura 9: Coroa endocrown cimentada ao dente

2.6 Ciclagem mecânica - fadiga

Os corpos de prova foram submetidos à fadiga mecânica, no equipamento Erios ER-11000 (São Paulo, SP, Brasil) (figura 10), ficando imersos em água destilada a 37°C. Foi aplicada uma carga vertical de 100N na superfície oclusal das restaurações endocrown, na frequência de 1 ciclo/segundo, totalizando 1.000.000 ciclos (25) para simular 4 anos de mastigação (26).



Figura 10: a) Máquina de ensaio universal simuladora de fadiga mecânica; b) Vista aproximada dos corpos de prova na máquina imersos em água destilada.

Ao final do teste de fadiga foi verificado se houve ou não perda da cimentação das coroas, através da retenção das mesmas sobre o dente. Também foram examinadas, visualmente, através de uma lupa com 3,5 vezes de aumento (Perioptix, Lompop, CA, EUA), para verificar se houve formação de trincas, lascas e fraturas. Sendo consideradas em três grupos: sucesso (não tiveram alterações), falha (apresentaram fraturas ou trincas) e de sobrevivência (tiveram algum tipo de falha, porém sem interferir na estética e nem no uso da peça) (27).

2.7 Teste de carregamento máximo de fratura

As amostras foram submetidas a testes em uma máquina universal EMIC DL-2000 (São José dos Pinhais, PR, Brasil), figura 11, na qual foi acoplado um cilindro de

aço de 7,5mm de diâmetro e 16mm de comprimento de acordo com Beltrão et al (24). A força foi transmitida verticalmente ao longo eixo do dente no sulco central sob velocidade constante de 1mm/min até a fratura, mensurada em Newtons.

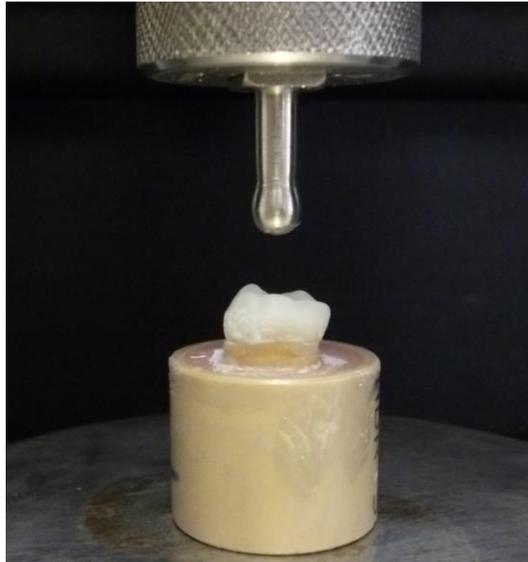


Figura 11: Corpo de prova submetido à força vertical na máquina de ensaio

2.8 Falhas

O tipo de fratura foi classificado como somente da restauração ou dente+restauração.

O prognóstico foi classificado como recuperável, quando houve a possibilidade de reparo do dente após a fratura, e irrecuperável, na presença de fratura do assoalho da câmara pulpar e a consequente impossibilidade de restaurar o dente.

3. RESULTADOS

Para a análise estatística foi utilizado software SAS (*Statistical Analysis System*) versão 9.3 ao nível de 5% de significância.

Houve 100% de sucesso após ciclagem mecânica.

Para a variável força (carga máxima de fratura, em Newtons) foi ajustado um modelo de ANOVA (Análise de Variância) para comparar as médias de resistência entre os 3 diferentes grupos. No modelo estatístico foi incluído o efeito do tipo de dente (superior ou inferior), de modo que o teste para diferenças entre os tipos de materiais foi ajustado para a presença desta variável.

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

No intuito de verificar qual (ou quais) dos grupos apresentou resistência média diferente dos demais, foi realizado o teste de Tukey, o qual identificou que os 3 tipos de materiais apresentaram resistências médias significativamente diferentes entre si (tabela 4). O grupo Lava apresentou a maior resistência média ao carregamento (3048,6 N), seguido do e.max CAD (2188,5 N) e, por fim, o grupo Vita Mark II (1129,5 N).

Tabela 4. Médias de carregamento máximo de fratura

Material	Força (N)	Diferença estatística
Lava Ultimate	3048,60±730,33	a
e.max CAD	2188,50±704,82	b
Vita Mark II	1129,50±491,31	c

* médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para Tukey ($p > 0,05$)

O tipo de fratura foi classificado como somente da restauração ou dente+restauração. Para esta variável foi ajustado um modelo de regressão logística cujas variáveis independentes foram tipo de material (e.max CAD, Lava Ultimate, Vita Mark II), tipo de dente (inferior, superior) e tamanho do dente. Este último corresponde à medida méso-distal e vestibulo-lingual da região cervical de cada corpo de prova, mensurada em mm através da unidade CEREC AC e software InLab 4.01.

Na comparação dos três tipos de materiais, os resultados evidenciaram que houve diferença na proporção dos tipos de fratura para pelo menos um deles, conforme tabela 5.

Tabela 5. Efeito do tipo de material, dente (superior ou inferior) e tamanho do dente no padrão de fratura após ensaio mecânico

Efeito	Graus de liberdade	Chi-quadrado	<i>p</i>
Material	2	6.7489	0.0342
Tipo (superior/inferior)	1	1.7395	0.1872
Tamanho	1	1.6589	0.1977

Tabela 6. Proporção estimada de fratura do tipo Dente + Restauração

Material	Proporção	Diferença estatística
e.max CAD	0,9	a
Lava Ultimate	0,7	a
Vita Mark II	0,2	b

* Proporções seguidas de mesma letra não diferem considerando 5% de significância

Tabela 7. Proporção estimada de fratura do tipo Restauração

Material	Proporção	Diferença estatística
Vita Mark II	0,8	a
Lava	0,3	b
e.max CAD	0,1	b

* Proporções seguidas de mesma letra não diferem considerando 5% de significância.

De acordo com as tabelas 6 e 7, verificou-se que o grupo Vita Mark II foi o que apresentou diferença significativa dos demais grupos testados, considerando um nível de significância de 5%. Para as fraturas de dente+restauração, o material Vita Mark II apresentou a menor proporção (0,2) e para as fraturas somente de restauração, apresentou a maior proporção (0,8). As fraturas do grupo Vita Mark II estão ilustradas da figura 12 a 14. Os demais grupos não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si na proporção dos tipos de fratura estimada, predominando nesses grupos o tipo de fratura de dente+restauração, ilustrado da figura 15 a 19.

O prognóstico foi classificado como recuperável, quando houve a possibilidade de reparo do dente após a fratura, e irrecuperável, na presença de fratura do assoalho da câmara pulpar e a consequente impossibilidade de restaurar o dente.

Na verificação de associação entre os 3 tipos de materiais com o prognóstico, foi executado o teste Exato de Fisher, o qual evidenciou a presença de associação entre as mesmas (valor $p = 0,0029$).

Tabela 8. Prognóstico dos materiais quanto à recuperação ou não (fratura de assoalho) após o ensaio de carregamento máximo de fratura segundo teste Exato de Fisher

Material	Prognóstico	Falhas absolutas	Esperado
Vita Mark II	Recuperável	8	4.7
	Irrecuperável	2	5.3
e.max CAD	Recuperável	2	4.7
	Irrecuperável	8	5.3
Lava Ultimate	Recuperável	4	4.7
	Irrecuperável	6	5.3

Conforme a tabela 8, o grupo Vita Mark II apresentou mais dentes recuperáveis e menos dentes irrecuperáveis (8 e 2, respectivamente) do que se esperava (4,7 e 5,3 respectivamente), caso as duas variáveis não estivessem associadas.

Também, para o grupo e.max CAD, observou-se menos dentes recuperáveis e mais dentes irrecuperáveis (2 e 8, respectivamente) (figuras 15 a 17) do que se esperava em caso de ausência de associação entre as duas variáveis.

Em relação ao prognóstico das falhas, as fraturas do Lava estão ilustradas nas figuras 18 e 19.

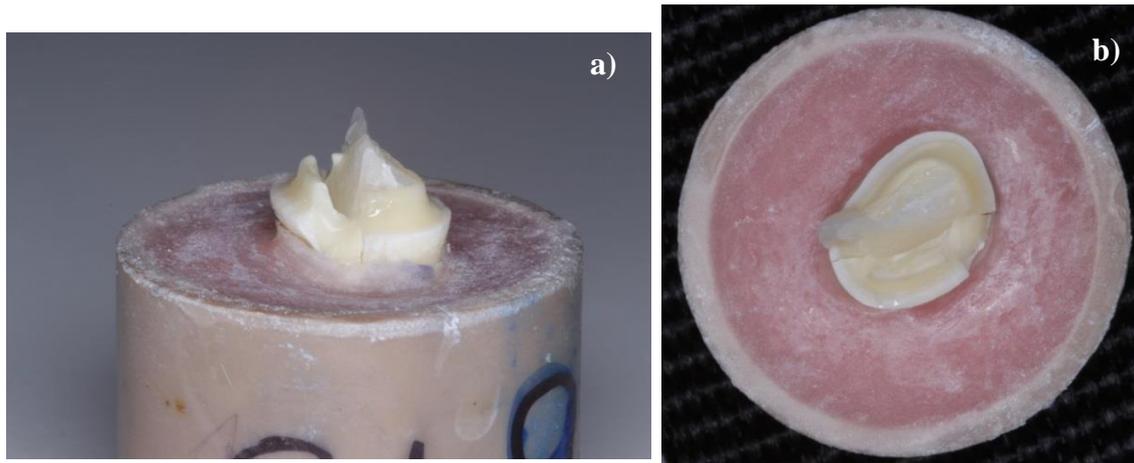


Figura 12: Vita Mark II: fratura irreparável do dente+restauração, atingindo o assoalho pulpar. (A) vista proximal. (B) vista oclusal.

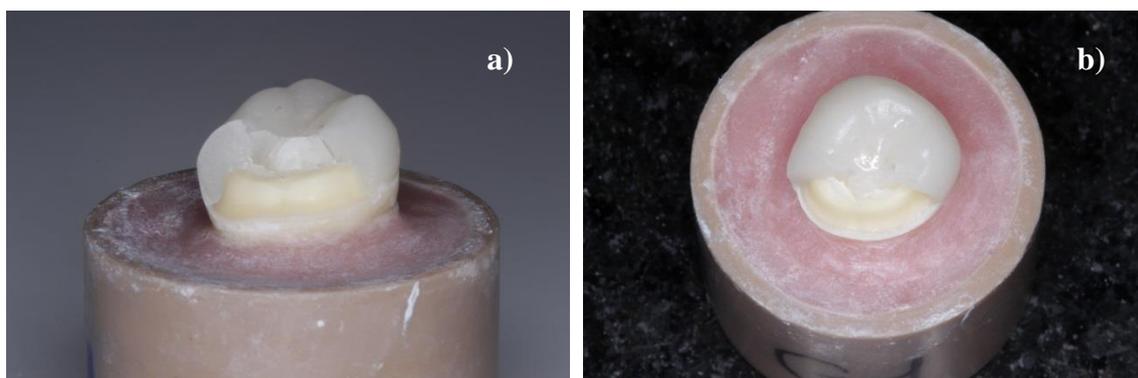


Figura 13: Fratura predominante Vita Mark II, do tipo cerâmica e de prognóstico reparável. (A) vista proximal; (B) vista oclusal.

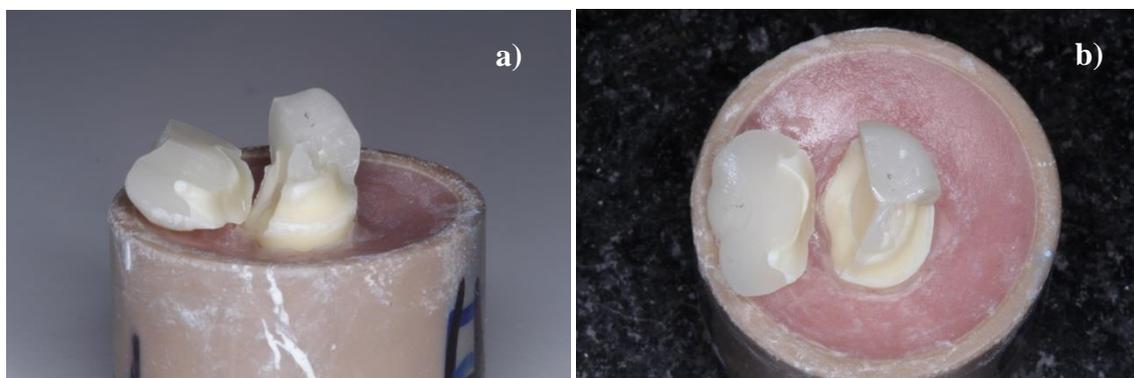


Figura 14: Fratura da cerâmica Vita Mark II e fragmento unido ao dente. (A) vista lingual. (B) vista oclusal.



Figura 15: e.max CAD: fratura de prognóstico irreparável e do tipo dente+restauração, padrão predominante nesse grupo.

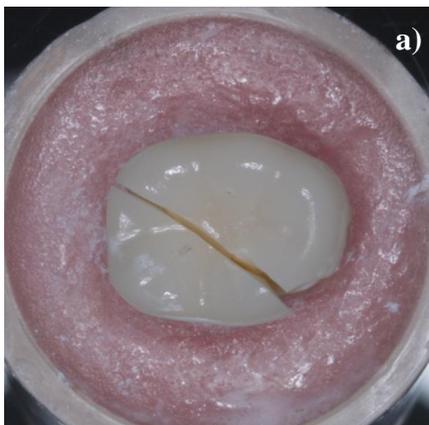


Figura 16: Fratura irreparável do e.max CAD, comprometendo, além da cerâmica, o assoalho pulpar verticalmente. (A) vista oclusal; (B) vista proximal.



Figura 17: e.max CAD de prognóstico reparável, com fratura somente em cerâmica. (A) vista lingual; (B) vista oclusal.



Figura 18: Lava: fratura irreparável. Observa-se fratura do tipo dente+restauração, representando o padrão predominante de suas falhas.



Figura 19: Fratura reparável do Lava, acometendo somente a restauração.

4. DISCUSSÃO

Em 1999, Andreas Bindl (9) avaliou a sobrevida e desempenho clínico de 19 endocrowns (4 pré-molares e 15 molares) confeccionadas com Vitablocs Mark II em 13 pacientes após 2 anos de acompanhamento, verificando falha em somente 1 restauração devido a cárie recorrente. A partir disso, muitos estudos foram desenvolvidos para avaliar o comportamento biomecânico de endocrown, inicialmente indicando seu uso somente para molares (19) e mais recentemente para pré-molares (3, 17) e incisivos (28).

No presente estudo houve rejeição da primeira hipótese, pois os materiais testados apresentaram diferença significativa na carga máxima de fratura em restaurações endocrown de molares endodonticamente tratados.

Um dos fatores determinantes à resistência é o módulo de elasticidade do material, o qual representa sua rigidez medida através da razão entre tensão-deformação, significando que quanto menor o valor, menos rígido é o material (29). Também, a tenacidade à fratura do material, a qual descreve seu comportamento à propagação catastrófica de defeitos sob tensão, e a sua viscoelasticidade, diferem os materiais na dissipação da energia e conseqüentemente na resistência e no modo de fratura.

Algumas propriedades que corroboraram com os resultados encontrados nos materiais estudados estão descritas na tabela 9, fornecidas pelos respectivos fabricantes.

Tabela 9. Propriedades dos materiais restauradores utilizados no experimento

MATERIAL	Vita Mark II	IPS e.max CAD	Lava Ultimate	Dentina (29-31)
PROPRIEDADE				
Módulo de elasticidade (GPa)	45	95	13	18
Resistência à compressão (MPa)	299	370	380	297
Resistência à flexão (MPa)	154	360	204	213
Tenacidade à fratura (MPa m^{1/2})	1,7	2,0 – 2,5	2,0 – 2,2	± 2,3

A busca por materiais restauradores com propriedades similares ao dente natural favorece a biomecânica do complexo dente-restauração (1, 6). O módulo de elasticidade da dentina é em torno de 18GPa (29), sendo o material Lava o que mais se aproxima desse valor 13GPa, seguido pelo Vita Mark II 45GPa e e.max CAD 95GPa (valores fornecidos pelos respectivos fabricantes). Materiais com módulo de elasticidade próximo ao do dente natural teriam como benefícios a menor concentração de stress ao dente e a dissipação de forças mais homoganeamente ao seu longo eixo em relação aos materiais mais rígidos (6). Também, a maior deformabilidade de um material possibilita ao sistema restaurador transferir menos esforços ao osso adjacente (22). Essa absorção de esforços é favorecida também pela presença do ligamento periodontal, o qual previne deformações ósseas decorrentes de movimentos flexurais habituais do dente (7, 22), tendo sido simulado no presente estudo.

O Lava Ultimate é classificado pelo fabricante como uma resina nano cerâmica (RNC), não sendo considerado nem resina composta e nem cerâmica pura, representado uma nova categoria de materiais que consiste em cerca de 80% de partículas nanocerâmicas, que são incorporadas em uma matriz orgânica altamente polimerizada, através de um processo exclusivo e patenteado. As partículas de cerâmica são

compostas por 3 diferentes cargas inorgânicas, as quais são uma combinação de sílica e zircônia. Recentemente, a American Dental Association (ADA) definiu-o como um material cerâmico (Janeiro 1, 2013) no seu Código de Terminologia Dental Atual. Apesar do fabricante recentemente ter contraindicado o uso do Lava Ultimate CAD-CAM para a confecção de coroas totais devido à elevada taxa de soltura reportada pelos usuários, sua aplicação para endocrown até o presente momento carece de estudos.

O grupo Lava Ultimate foi o que apresentou a maior resistência média após o teste de fratura, $3048\text{N} \pm 730$, semelhante ao valor encontrado por Carvalho et al (32) (3122N), em ambos os estudos apresentando média de resistência superior à cerâmica feldspática. Além da influência das propriedades mecânicas, a resistência à fratura de compósitos resinosos está mais relacionada às suas propriedades intrínsecas, como tamanho, tipo e distribuição de cargas inorgânicas (33).

No presente estudo, o e.max CAD apresentou valor médio de resistência à fratura de 2188N após ciclagem mecânica. As cerâmicas reforçadas de dissilicato de lítio, após cristalização, consistem em aproximadamente 70% de cristais de dissilicato de lítio $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_7$ embebidos em uma matriz vítrea. O maior volume da fase cristalina contendo cristais de morfologia alongada pode formar uma potente barreira que impede a propagação da trinca (34). Além da influência da composição química na sua performance, seu desempenho mecânico também é evidenciado em estudos que demonstram alta resistência à fratura (14, 35).

Parâmetros de resistência flexural determinam a resistência à fratura de um corpo de prova (29). A menor resistência flexural do Vita Mark II (154MPa) em relação aos demais grupos (e.max CAD 360MPa e Lava Ultimate 204MPa), valores fornecido pelos respectivos fabricantes, associada às características intrínsecas da cerâmica feldspática, possivelmente contribuiu com a menor média de resistência à fratura

apresentada por esse material ($1129N \pm 491$). Esse valor foi inferior ao encontrado por Lin et al (3), e semelhante à média encontrada no estudo de Carvalho et al (32). Apesar da menor resistência à fratura apresentada pelo Vita Mark II, estudos comprovam seu bom desempenho em condições clínicas (16).

A força máxima mastigatória posterior varia de 600 a 950N em condições habituais (36). Portanto, todos os materiais testados, sob o ponto de vista dessa variável, atingiram valores de resistência necessários para enfrentarem as condições encontradas em um ambiente oral habitual, podendo ser utilizados para tal, corroborando com a literatura (37).

A fadiga é o dano estrutural progressivo e localizado que ocorre quando um material é submetido a cargas cíclicas, limitando a sua longevidade. O teste de fadiga através da ciclagem mecânica simula o envelhecimento resultante do processo mastigatório (26). Em condições fisiológicas, a força mastigatória em humanos varia individualmente entre 10 e 120N (38), reproduzida *in vitro* no presente estudo sob carga estática constante de 100N em ambiente úmido em água destilada. Foi simulada a fadiga mecânica após 1 milhão de ciclos, o que corresponderia a 4 anos de mastigação, conforme estudos de Delong e Douglas (26). Após, todos os corpos de prova apresentaram 100% de sucesso, não apresentando sinais de lascas, fraturas, trincas, nem perda da força de união.

Além dos valores de resistência à fratura, a escolha do material ideal para ser utilizado deve considerar qual o tipo de fratura na possibilidade de sua ocorrência, ou seja, se esta ocorrer somente na estrutura dentária ou no dente e restauração simultaneamente. Também, é importante avaliar o prognóstico das falhas, ou seja, se este é favorável ou desfavorável ao dente.

A segunda hipótese foi parcialmente rejeitada, pois as restaurações endocrown confeccionadas com e.max CAD induziram fratura no assoalho pulpar, enquanto as confeccionadas com Vita Mark II apresentaram maior proporção de fraturas sem atingir o assoalho.

Apesar do baixo módulo de elasticidade, o modo de fratura predominante do Lava Ultimate neste estudo foi do tipo dente+restauração (70%) com predomínio de falhas irrecuperáveis após aplicação de carga de fratura no teste de carregamento, embora não diferindo estatisticamente dos demais grupos, corroborando com estudo de Magne et al (37). Possivelmente devido ao seu componente resinoso, houve maior concentração de tensões no ponto de aplicação da força, o qual foi maior do que a sua resistência intrínseca, comprometendo o assoalho pulpar. O contrário ocorre com as cerâmicas rígidas, as quais tendem a transmitir as tensões para áreas marginais (39). Associado a isso, provavelmente seu componente cerâmico, contendo nanopartículas de sílica e zircônia que correspondem a aproximadamente 60% do seu volume, contribuiu com seu desempenho mecânico similar ao e.max CAD em relação ao tipo de fratura e prognóstico de falhas, bem como com os altos valores obtidos no teste de resistência à fratura (32, 37).

Não houve diferença significativa no tipo de falha entre Lava Ultimate e e.max CAD. Ambos apresentaram mais falhas em dente+restauração (70 e 90%, respectivamente), do que somente em restauração.

No grupo Vita Mark II, o predomínio de fraturas foi somente em cerâmica (80%), sem atingir a estrutura dentária, corroborando com outros estudos (3, 17). Essa diferença foi significativa em relação aos demais grupos testados. Possivelmente, por ser uma cerâmica vítrea com características intrínsecas determinadas pela morfologia

dos cristais de feldspato, apresenta menor resistência em comparação a outros materiais, sendo mais suscetível à fratura de sua estrutura.

Essa suscetibilidade está relacionada à tenacidade à fratura do material. Enquanto as cerâmicas são materiais frágeis, o Lava Ultimate é viscoelástico. Em condições de carregamento, as tensões são dissipadas de forma diferente entre esses materiais, havendo maior dissipação interna das forças no Lava (32, 37, 39). Devido à propagação das falhas influenciar nos valores de resistência de um material (33), isso pode explicar em parte os altos valores de carregamento obtidos no grupo Lava em relação aos demais. Sua maior tenacidade à fratura ($\pm 2,2$ Mpa, descritos na tabela 9 conforme dados do fabricante) faz com que apresente maior dificuldade de propagação de trincas, ocasionando uma concentração de tensões internamente (39). Quando excedidas, resultam em fratura não somente do material, mas sim, do dente também. De outra forma, a cerâmica feldspática é mais propensa à propagação de trincas (25) devido à sua menor tenacidade à fratura (1,7 Mpa). Assim, possivelmente quando a tensão atinge a interface dente-material, a energia não é suficiente para fraturar o dente, gerando fratura somente do material, apresentando padrão predominantemente recuperável das falhas (11).

Em relação ao modo de falha, o Vita Mark II apresentou padrão predominantemente recuperável do dente, obtendo um prognóstico favorável ao reparo da restauração após sua fratura, o que vai de encontro a outro estudo (10). Pelo fato da cerâmica feldspática ser mais flexível, sua deformação é mais uniforme tanto na porção coronária quanto radicular, apresentando maior capacidade de dissipação das tensões (6). Ao contrário, o e.max CAD apresentou o maior número de fraturas irreversíveis ocasionadas no assoalho pulpar, impossibilitando reparo do dente, o que ocasionaria a sua extração em situação clínica. Além das diferenças de módulo de elasticidade já

descritas, possivelmente pelo fato do dissilicato de lítio apresentar resistência flexural entre 360 e 400MPa, mais elevada se comparado à dentina que é em torno de 213MPa (29), suas falhas foram catastróficas, corroborando com o estudo de Forberger et al (7). Conforme esse estudo, devido à alta rigidez desse material, estaria indicado seu uso somente com a colocação simultânea de núcleos rígidos. No entanto, é válido ressaltar que há dados na literatura que comprovam o bom desempenho biomecânico com a utilização do dissilicato de lítio em endocrowns em molares (14). Em virtude dos antagonismos existentes nos dados da literatura, parece correto afirmar que o e.max CAD ainda necessita de mais avaliações quanto ao seu desempenho em restaurações endocrown devendo principalmente ser estudado se estaria mais indicado em primeiro ou segundo molar.

Embora os grupos tenham apresentado diferentes prognósticos de falhas, esses resultados devem ser interpretados com cautela, pois os valores obtidos no teste de carregamento máximo de fratura são bem maiores do que os habituais em humanos. Dessa forma, fraturas irreparáveis *in vivo* com forças muito acima de 1000N poderiam ser desprezíveis por ser esta uma condição não comumente encontrada em humanos devido à carga muito elevada.

A obtenção de resistência à fratura necessária para suportar esforços mastigatórios foi demonstrada em vários estudos *in vivo*, nos quais as endocrown foram confeccionadas com os mesmos materiais CAD-CAM aqui testados, entre eles o Vitablocs Mark II (16, 19), Lava Ultimate (18) e também o dissilicato de lítio (4). Como vantagens, está evidenciada uma menor concentração de stress na estrutura dentária em comparação às coroas convencionais e a menor probabilidade de falhas em relação a outras técnicas restauradoras, com predomínio de padrão reparável na sua ocorrência (3, 10, 40).

O número reduzido de interfaces envolvidas nesse sistema de endocrown faz com que ele atue como monobloco (dente/ cimento resinoso/ restauração), favorecendo a biomecânica em comparação a sistemas que requerem a utilização de núcleos e consequentemente maior número de interfaces com diferentes módulos de elasticidade atuando no complexo (6, 14). Para minimizar o efeito dessas múltiplas interfaces atuando no sistema restaurador, no presente estudo, optou-se por não utilizar forramento do assoalho da câmara pulpar com cimento de ionômero de vidro. Essa ausência de material forrador para proteger a região cervical também pode ter influenciado na ocorrência de fraturas de padrão irreparável.

Estudos *in vivo* demonstraram sobrevida de endocrowns em Vitablocs Mark II acima de 86% após 7 anos de acompanhamento (41) e de 90% após 2 anos (42). Quando confeccionada em CEREC, esta tem demonstrado ser uma técnica conservadora, estética, com redução de custos e de etapas laboratoriais, podendo ser realizada em uma consulta apenas (3, 4, 37).

5. CONCLUSÃO

De acordo com as limitações deste estudo *in vitro* pode-se concluir que:

- Houve diferença na carga máxima de fratura entre todos os materiais testados para CAD-CAM em restaurações endocrown em molares endodonticamente tratados. O material Lava Ultimate apresentou maior resistência à fratura do que a cerâmica e.max CAD, que apresentou maior resistência à fratura do que a cerâmica Vita Mark II.
- A maioria das fraturas ocorreu somente na restauração para o grupo Vita Mark II, e em dente+restauração para os grupos e.max CAD e Lava Ultimate.
- As restaurações endocrown confeccionadas com Vita Mark II apresentaram prognóstico predominantemente favorável, enquanto a maioria das restaurações com e.max CAD induziram fratura no assoalho pulpar, apresentando prognóstico desfavorável.
- Em associação com o prognóstico, o grupo Lava não apresentou diferença estatisticamente significativa dos demais.

REFERÊNCIAS

1. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* 2007;38(9):733-43.
2. Dimitriu B, Vârlan C, Suciuc I, Vârlan V, Bodnar D. Current considerations concerning endodontically treated teeth: alteration of hard dental tissues and biomechanical properties following endodontic therapy. *J Med Life.* 2009;2(1):60-5.
3. Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *Eur J Oral Sci.* 2010;118(1):87-93.
4. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence Int.* 2008;39(2):99-106.
5. Göhring TN, Peters OA. Restoration of endodontically treated teeth without posts. *Am J Dent.* 2003;16(5):313-7.
6. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater.* 2006;22(11):1035-44.
7. Forberger N, Göhring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2008;100(4):264-73.
8. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* 2008;39(2):117-29.
9. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endocrowns after 2 years--preliminary results. *J Adhes Dent.* 1999;1(3):255-65.
10. Lin CL, Chang YH, Pai CA. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dent Mater.* 2011;27(5):431-8.
11. Lin CL, Chang YH, Hsieh SK, Chang WJ. Estimation of the failure risk of a maxillary premolar with different crack depths with endodontic treatment by computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic restorations. *J Endod.* 2013;39(3):375-9.
12. Lin C-L. Numerical investigation of failure risk of cad/ cam ceramic restoration for an endodontically treated maxillary premolar with mo preparation. *biomedical engineering-applications basis communications.* 2010;22(4):327-35.
13. Hasan I, Frentzen M, Utz KH, Hoyer D, Langenbach A, Bourauel C. Finite element analysis of adhesive endo-crowns of molars at different height levels of buccally applied load. *J Dent Biomech.* 2012;3:1758736012455421.
14. Biacchi GR, Basting RT. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent.* 2012;37(2):130-6.
15. Chang C-Y. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo- crowns and conventional post and core- supported CEREC crowns. *Journal of Dental Sciences,* 2009, Vol4(3), pp110-117. 2009;4(3):110-7.

16. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2004;24(5):446-55.
17. Lin CL, Chang YH, Pa CA. Estimation of the risk of failure for an endodontically treated maxillary premolar with MODP preparation and CAD/CAM ceramic restorations. *J Endod*. 2009;35(10):1391-5.
18. Rocca GT, Rizcalla N, Krejci I. Fiber-reinforced resin coating for endocrown preparations: a technical report. *Oper Dent*. 2013;38(3):242-8.
19. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont*. 2005;18(3):219-24.
20. Veselinović V. Restoring endodontically treated teeth with all-ceramic endocrowns: Case report. *Stomatološki Glasnik Srbije*, 2008, Vol55(1), p54. 2008;55(1):54.
21. Rocca GT, Krejci I. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. *Eur J Esthet Dent*. 2013;8(2):156-79.
22. Aversa R, Apicella D, Perillo L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, et al. Non-linear elastic three-dimensional finite element analysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar bone remodeling process. *Dent Mater*. 2009;25(5):678-90.
23. Stona D, Burnett LH, Mota EG, Spohr AM. Fracture resistance of computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic crowns cemented on solid abutments. *J Am Dent Assoc*. 2015;146(7):501-7.
24. Beltrão MC, Spohr AM, Oshima HM, Mota EG, Burnett LH. Fracture strength of endodontically treated molars transfixed horizontally by a fiber glass post. *Am J Dent*. 2009;22(1):9-13.
25. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont*. 2012;21(1):28-32.
26. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*. 1983;62(1):32-6.
27. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent*. 2009;101(2):119-27.
28. Ramírez-Sebastià A, Bortolotto T, Roig M, Krejci I. Composite vs Ceramic Computer-aided Design/Computer-assisted Manufacturing Crowns in Endodontically Treated Teeth: Analysis of Marginal Adaptation. *Oper Dent*. 2013.
29. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater*. 2007;23(9):1129-35.
30. Yan J, Taskonak B, Mecholsky JJ. Fractography and fracture toughness of human dentin. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2009;2(5):478-84.
31. Ivancik J, Arola DD. The importance of microstructural variations on the fracture toughness of human dentin. *Biomaterials*. 2013;34(4):864-74.
32. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*. 2014;111(4):310-7.
33. Ornaghi BP, Meier MM, Rosa V, Cesar PF, Lohbauer U, Braga RR. Subcritical crack growth and in vitro lifetime prediction of resin composites with different filler distributions. *Dent Mater*. 2012;28(9):985-95.
34. Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison

- of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig.* 2013;17(5):1407-13.
35. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010;23(5):434-42.
36. Waltimo A, Nyström M, Könönen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res.* 1994;102(2):92-6.
37. Magne P, Carvalho AO, Bruzi G, Anderson RE, Maia HP, Giannini M. Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Oper Dent.* 2014;39(6):595-602.
38. Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):330-6.
39. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater.* 2014;30(9):954-62.
40. Ramírez-Sebastià A, Bortolotto T, Cattani-Lorente M, Giner L, Roig M, Krejci I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clin Oral Investig.* 2013.
41. .
42. Bernhart J, Bräuning A, Altenburger MJ, Wrbas KT. Cerec3D endocrowns--two-year clinical examination of CAD/CAM crowns for restoring endodontically treated molars. *Int J Comput Dent.* 2010;13(2):141-54.

ANEXO A – CARTA DE APROVAÇÃO DO CCEFO- PUCRS

*Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 09 de abril de 2014

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0021/14
Intitulado: Endocrown em CEREC: Análise in vitro da resistência à fratura e do modo de falha de diferentes blocos.
Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Luiz Henrique B. Júnior
Pesquisadores Associados: Cilea Slomp
Nível: Dissertação / Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em *Nove de Abril de Dois Mil e Quatorze*

Este projeto deverá ser imediatamente encaminhado ao CEP/PUCRS.

Profa. Dra. Luciane Macedo de Menezes
Coordenadora da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS

ANEXO B - TERMO DE DOAÇÃO DE DENTES HUMANOS

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

TERMO DE DOAÇÃO DE DENTES HUMANOS

Eu, _____, RG _____, residente à _____, nº _____, na cidade de _____ aceito doar o(s) dente(s) _____ para pesquisa de Mestrado a ser realizada na Faculdade de Odontologia da PUCRS, intitulada “Endocrown em CEREC: análise *in vitro* da resistência à fratura e do modo de falha de diferentes blocos” sob responsabilidade dos pesquisadores Cilea Slomp e Dr. Luiz Henrique Burnett Júnior. Estou ciente de que o(s) dente(s) foi(foram) extraído(s) por indicação terapêutica para a melhoria da minha saúde, como documentado em meu prontuário. O projeto de pesquisa foi previamente aprovado pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia e, a seguir, pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS. Fui informado que caso não aceitasse doar os dentes para a pesquisa, meu tratamento não seria prejudicado. Fui informado também que a minha identidade na divulgação dos resultados será preservada.

_____, ____ de _____ de 2014.

Assinatura do doador

Assinatura do Pesquisador Responsável

Testemunha

Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 6
Porto Alegre - RS

Fone: (51)3320-3562
E mail: odontologia@pucrs.br