

PEDRO HENRIQUE CORAZZA

**INFLUÊNCIA DA ANGULAÇÃO DO PREPARO CORONÁRIO
NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE RESTAURAÇÕES
CERÂMICAS À BASE DE Y-TZP**



2012

PEDRO HENRIQUE CORAZZA

**INFLUÊNCIA DA ANGULAÇÃO DO PREPARO CORONÁRIO NA
RESISTÊNCIA À FRATURA DE RESTAURAÇÕES CERÂMICAS À
BASE DE Y-TZP**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese dentária.

Orientador: Prof. Adj. Álvaro Della Bona

São José dos Campos

2012

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para
Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos
Campos: FOSJC/UNESP; 2010.

C81i Corazza, Pedro Henrique
Influência da angulação do preparo coronário na resistência à fratura de
restaurações cerâmicas à base de Y-TZP / Pedro Henrique Corazza. - São José
dos Campos : [s.n.], 2011.
133 .f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de
Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2011.
Orientador: Prof. Alvaro Della Bona.

1. Cerâmica. 2. Preparo do dente. 3. CAD-CAM. 4. Análise por elementos finitos.
5. Análise de falha. I. Della Bona, Alvaro. II. Faculdade de Odontologia de São
José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista. III. Universidade Estadual
Paulista “Julio de Mesquita Filho”. IV. UNESP – Univ Estadual Paulista. V. Título

tD15

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

AUTORIZAÇÃO

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

São José dos Campos, 3 de Fevereiro de 2012 .

Assinatura :

E-mail: pedrocorazza@yahoo.com.br

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Álvaro Della Bona (Orientador)

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

Prof. Tit. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti

Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP

Prof. Adj. Estevão Tomomitsu Kimpara

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

São José dos Campos, 03 de fevereiro de 2012.

DEDICATÓRIA

À **DEUS**, por tudo o que Ele me proporcionou. Tenho certeza de que, graças a Ele, as coisas sempre deram certo em minha vida. Obrigado pela minha família e por ter colocado em meu caminho tantas pessoas boas.

Aos meus pais, **José Airton Corazza e Veranice Corazza**, que sempre me deram apoio e carinho em todos os momentos de minha vida e nunca deixaram me faltar nada. Sei da dificuldade que é em deixar um filho estudar longe, da saudade, da vontade de estar junto. Mas sabendo que isso seria o melhor para mim, nunca hesitaram. Amo vocês.

Ao meu irmão **João Pedro Corazza**, pelo carinho e pela grande amizade que tenho com você. Tenho muita sorte de ter você como irmão, um cara que sempre se preocupa comigo, mesmo estando longe.

Aos meus avós **Benvindo Corazza, Ilóí Corazza, Aurélio Batistella e Therezinho Batistella**, fundamentais em minha vida, dos quais tenho imenso orgulho. Tenho certeza que vocês estão sempre rezando e torcendo por mim. Vocês são um exemplo de vida e de conduta, meus ídolos.

A todos os **meus amigos de Tapera** que tive que abandonar em busca desse sonho, obrigado pela amizade de vocês.

AGRADECIMENTOS

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do estado de São Paulo (FAPESP)**, pela concessão de Bolsa de Mestrado (processo número 2010/13453-5) e Auxílio à Pesquisa (processo número 2010/15009-5), possibilitando a realização deste trabalho.

Ao meu orientador, professor **Álvaro Della Bona**, por ter confiado em mim, sempre me apoiado, e sempre ter guiado o meu caminho até aqui. Tenho certeza que o senhor desempenha o papel de orientador e formador como poucos, com muita sabedoria e inteligência, sendo um exemplo para quem quer seguir a carreira acadêmica, um exemplo de vida, e um exemplo de conduta. Muito obrigado pela amizade e oportunidades.

Ao professor **Alexandre Luiz Souto Borges** pela imensa ajuda no trabalho, principalmente na parte de elementos finitos, ensinando-me com muita dedicação esse tipo de análise.

Ao professor **Estevão Tomomitsu Kimpara**, pelo companheirismo e humildade que o senhor sempre demonstrou, sempre disposto a ajudar em todas as situações.

Ao professor **Marco Antonio Bottino**, por todo o suporte dado a nós, alunos de pós-graduação, para o desenvolvimento de nossas pesquisas, e por ter me ajudado a crescer profissionalmente e pessoalmente.

Ao professor **Sebastião Ribeiro**, pelo suporte intelectual prestado a esse estudo.

Ao professor **Carlos Roberto Lago (Lagão)**, um dos melhores cirurgiões-dentistas que conheço, por tudo o que me ensinou sobre odontologia.

Ao professor **Fernando Eidi Takahashi**, pessoa de muita sabedoria e de fácil convívio, obrigado por me acolher em suas disciplinas como estagiário e pelos ensinamentos clínicos.

Aos professores de Materiais Odontológicos e Prótese Total **Tango, Tarcísio, Guilherme e Paula**, por estarem sempre prontos a ajudar.

Ao professor e amigo **Ivan Balducci**, a quem devo o meu aprendizado na área de estatística.

Ao professor **Luiz Felipe Valandro**, pela sua dedicação ao trabalho que desenvolvemos no crédito de adesão.

Aos professores **Vinicius Rosa e Márcia Borba**, duas pessoas extremamente inteligentes que me ajudaram muito, sempre que eu precisei.

Ao meu amigo e "irmão" **Humberto Lago de Castro**, um cara que não mede esforços para ajudar aos

outros, que me acolheu veementemente em São José dos Campos. Você é um dos grandes responsáveis por essa grande oportunidade que tive de fazer pós-graduação. Sempre conte comigo para o que precisar.

À **Karen Kawashima**, fico extremamente feliz por ter te conhecido e por você fazer parte da minha vida. Você é muito especial para mim, obrigado por me entender nos momentos que não pude estar em sua companhia devido aos meus afazeres, te adoro demais.

Aos meus grandes amigos **Lucas Hian e César (Ségio) Bergoli**, duas pessoas muito inteligentes e companheiras para todas as horas. Devo a vocês boa parte do meu crescimento intelectual, obrigado pela grande amizade.

À minha amiga **Sabrina Alves Feitosa**, uma pessoa que tive um ótimo convívio desde quando cheguei em São José dos Campos. Sua ajuda foi imprescindível para a realização desse trabalho, muito obrigado pela sua amizade.

Aos meus parceiros de apartamento **Humberto Lago de Castro e André Couto**, por todos os momentos que passamos, convivendo como irmãos.

À minha grande amiga **Marina Amaral**, parceira para todas as horas, agradeço imensamente toda a preocupação que sempre teve comigo, e em especial pelas excelentes refeições nos fins de semana.

À minha amiga **Sâmia Mota**, companheira desde quando entramos no mestrado, obrigado por todos os momentos de convívio.

Aos meus colegas e amigos **Alecsandro, Fernanda, Carol Cotes, Carol Martinelli, Anelise, Anna Karina**, pelo convívio diário e por terem dividido comigo bons e maus momentos.

Às minhas amigas **Paula, Suzana, Priscila, Vanessa, Ana Carol, Maira e Marília**, e aos meus amigos **Zé Renato e Rodrigo**, por tudo o que me ajudaram até hoje dentro e fora da faculdade.

Aos meus colegas **Anderson, Lilian, Júlia, Fernanda, Vivian, Renata e Regina**, pelo companheirismo.

Aos meus amigos **Fernandinho, Marcos, Eliane e Clélia**, a amizade e o relacionamento com vocês tornaram muito mais fáceis os momentos que passei na faculdade.

Ao meu bom amigo **Seu Cláudio**, companheiro para conversar sobre futebol, valorizo muito sua amizade.

Aos meus primos e companheiros de profissão **Gustavo Griebeler e Fernanda Fauth**, pela confiança que sempre depositaram em mim.

Aos meus amigos "paulistas" **Vinicius, Luis Felipe, Rodolfo e Pâmela**, por tornarem mais agradável minha vida longe de casa.

Aos meus colegas de graduação e sempre amigos **Felipe Dambrós, Rafal Rocha, Tiago Viccari, Pedro Stein**,

Matheus Bettiol, Cristiano Borges, Gabriela Basso, Aline Castelli, Luiza Von Meusel e Kelly Nicoloti, Luisa Camozzato e Gabriela Addams.

A todos os meus amigos de Tapera do bloco Meketrefes, companheiros de todas as horas, em especial meu irmão **Pepe, Fredi, Marcos, Ale, Clóvis, Beze, Tita, Dani, Valter, Panchinho, Gean, Mor, Ike, Tavo, Joel, Zanatta, Cascão, Frede, Giovani e Neto.**

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, através do seu diretor professor **Carlos Augusto Pavanelli.**

Ao programa de pós-graduação em Odontologia Restauradora, coordenado pela professora **Marcia Carneiro Valera Garakis**, pela oportunidade.

À Faculdade de Odontologia da USP, onde desenvolvi grande parte desse trabalho, e principalmente ao professor **Paulo Francisco César**, que me recebeu no Departamento de Materiais Dentários de braços abertos e me deu grande suporte.

Ao Laboratório SRI Prótese Odontológica, na pessoa do técnico responsável **Sandro Ichigui**, pelo auxílio prestado na aplicação de cerâmica.

Ao pessoal da secretaria da pós-graduação **Rose, Erena e Bruno**, sempre prontos a ajudar.

"Não deixe que a saudade sufogue, que a rotina acomode, que o medo impeça de tentar. Desconfie do destino e acredite em você. Gaste mais horas realizando que sonhando, fazendo que planejando, vivendo que esperando, porque, embora quem quase morre esteja vivo, quem quase vive já morreu."
(Luiz Fernando Veríssimo)

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	13
LISTA DE QUADROS E TABELAS	18
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	20
TERMINOLOGIAS	22
RESUMO	26
ABSTRACT	28
1 INTRODUÇÃO	30
2 REVISÃO DA LITERATURA	33
2.1 Cerâmicas à base de zircônia parcialmente estabilizada por ítria (Y-TZP)	33
2.2.1 Desempenho clínico das próteses fixas à base de Y-TZP.....	36
2.2 Influência da geometria do sistema no comportamento das próteses cerâmicas	38
2.3.1 Geometria do preparo coronário	38
2.3.2 Geometria das restaurações totalmente cerâmicas	42
2.3 Modo de falha das cerâmicas odontológicas	45
2.4 Análise complementar para compreensão do desempenho das restaurações cerâmicas: Análise por Elementos Finitos (AEF)	50
3 PROPOSIÇÃO	54
4 MATERIAL E MÉTODO	55
4.1 Material	55
4.2 Métodos	56
4.2.1 Análise elementar e microestrutural dos materiais	56
4.2.2 Determinação da densidade (ρ), módulo de elasticidade (E) e razão de Poisson (ν)	59

4.2.3	Análise por elementos finitos (AEF)	61
4.2.4	Avaliação da influência da angulação do preparo coronário na resistência da restauração	64
4.2.4.1	Obtenção das infra-estruturas.....	66
4.2.4.2	Aplicação da cerâmica de cobertura.....	71
4.2.4.3	Cimentação das restaurações	73
4.2.4.4	Envelhecimento dos CP	76
4.2.4.5	Fratura dos CP e obtenção da carga máxima de fratura e estresse aplicado no momento da fratura	77
4.2.4.6	Análise de falha	79
4.2.4.7	Análise estatística	79
5	RESULTADOS	81
5.1	Análise elementar e microestrutural dos materiais	81
5.2	Densidade, módulo de elasticidade e razão de Poisson	85
5.3	Análise por elementos finitos (AEF)	85
5.4	Influência da angulação do preparo coronário na resistência do sistema cerâmico livre de metal – Teste <i>in vitro</i>	88
5.4.1	Análise de falha	93
6	DISCUSSÃO	102
6.1	Caracterização do sistema cerâmico à base de zircônia parcialmente estabilizada por ítria	103
6.2	Influência da angulação do preparo coronário na resistência das coroas <i>metalfree</i>	106
6.2.1	Avaliação dos grupos de acordo com os resultados de carga máxima de fratura (N) e da AEF	106
6.2.2	Avaliação do estresse aplicado no momento da fratura (MPa)....	115
6.2.3	Modo de falha	117
7	CONCLUSÃO	123
8	REFERÊNCIAS	125

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Aspecto final dos corpos de prova de YZ (A) e VM9 (B) prontos para a caracterização.....	58
Figura 2 – Tratamento realizado nas imagens da cerâmica YZ: A) Imagem do material em MEV; B) Imagem transformada em binária e tratada para a determinação dos limites dos cristais; C) Contagem dos cristais.....	59
Figura 3 - Configuração do preparo coronário.	63
Figura 4 – Desenho esquemático dos grupos de estudo (de cima para baixo): diferença nas angulações do preparo (verde), diferença nas configurações externas da cerâmica de IE (cinza) e anatomia externa após a cobertura com porcelana (dourado).	63
Figura 5 – Gráfico ilustrativo detalhando a divisão dos grupos do estudo.....	66
Figura 6 – Preparos realizados em resina epóxica reforçada por fibras de vidro.	67
Figura 7 – Imagem 3D gerada pelo software do sistema CAD-CAM.	68
Figura 8 – Usinagem das infra-estruturas.....	68
Figura 9 - Coroas pré-sinterizadas posicionadas para a queima de limpeza.....	69
Figura 10 - IE imersas no Coloring Liquid (A) e posicionadas para o escoamento do excesso de líquido (B).	70

Figura 11 - Aspecto das infra-estruturas logo após sinterizadas a 1530 ⁰ C.....	70
Figura 12 – Processo de aplicação da primeira camada de cerâmica de cobertura.....	72
Figura 13 – Prova da cobertura na matriz obtida com um fio ortodôntico.	72
Figura 14 – Aspecto final das coroas após o ciclo de glaze.....	73
Figura 15 – Sequencia de cimentação das coroas: A) aplicação do ED Primer A+B no preparo após condicionamento com ácido fluorídrico 10% e silano; B) aplicação do cimento resinoso no interior da coroa após limpeza da superfície interna em banho ultrassônico com álcool isopropílico; C) fotopolimerização do cimento; D) aspecto do conjunto coroa/preparo com um inibidor de oxigênio aplicado visando uma melhor polimerização dessa região..	75
Figura 16 – Corpos de prova posicionado na base de alumínio para o envelhecimento por CM.	76
Figura 17 – Envelhecimento dos corpos de prova.	77
Figura 18 – Ilustração da aplicação do teste de resistência à carga compressiva.....	78
Figura 19 – Fotomicrografia em modo SEI da cerâmica Vita In-Ceram YZ previamente à sinterização nos aumentos de 10.000x (A) e 20.000x (B).	82
Figura 20 – Fotomicrografia em modo SEI da cerâmica Vita In-Ceram YZ após a sinterização (120 min a 1530 ⁰ C) nos aumentos de 10.000x (A) e 20.000x (B).	82

Figura 21 – Gráfico com os picos dos elementos constituintes da cerâmica Vita YZ.....	83
Figura 22 – Fotomicrografia em modo BSE da porcelana Vita VM9, destacando-se algumas características dos cristais de leucita em matriz vítrea.	84
Figura 23 – Gráfico com os picos dos elementos constituintes da porcelana Vita VM9.....	84
Figura 24 – Distribuição de tensões por TMP na porcelana: A) G6; B) G12; C) G20; D) G20MOD.	86
Figura 25 – Distribuição de tensões por TMP na cerâmica de IE: A) G6; B) G12; C) G20; D) G20MOD.	87
Figura 26 – Tabela de médias e desvio padrão comparando os resultados de carga máxima de fratura considerando os grupos submetidos à ciclagem mecânica.	89
Figura 27 – Teste de normalidade (Anderson-Darling) dos dados obtidos nos grupos de IE uniforme.	90
Figura 28 – Teste de homocedasticidade dos dados obtidos nos grupos de IE uniforme – Teste de Barlett.....	90
Figura 29 – Teste de normalidade (Anderson-Darling) dos dados obtidos em G20MOD ciclado e não ciclado.	92
Figura 30 – Teste de homocedasticidade dos dados de G20MOD ciclado e não ciclado.....	92
Figura 31 – Padrão de fratura em forma de cone (<i>cone crack</i>) da porcelana: A) exemplo de lascamento da porcelana, em forma de cone, sem fratura da infra-estrutura; B) transiluminação de uma	

coroa após falha catastrófica evidenciando o padrão de fratura da porcelana.	94
Figura 32 – Lascamento da porcelana a partir da área de aplicação da carga: A) ocorrência de apenas um lascamento; B) vários lascamentos.....	95
Figura 33 – Análise fractográfica em estereomicroscópio de um corpo de prova do G20 com fratura catastrófica. A) imagem mostrando todos os fragmentos originados da fratura; B) as flechas pretas indicam a direção de propagação da fratura catastrófica na IE, evidenciada pela presença de <i>wake hackles</i> ; as flechas vermelhas indicam o início da falha (origem) e a <i>compression curl</i> , indicando a região de tensão de compressão, sendo o final da propagação da fratura.....	96
Figura 34 – Análise fractográfica em estereomicroscópio de um corpo de prova do G20MOD com fratura catastrófica. A) imagem mostrando todos os fragmentos originados da fratura; B) as flechas pretas indicam a direção de propagação da fratura catastrófica na IE, evidenciada pela presença de <i>wake hackles</i> ; as flechas vermelhas indicam o início da falha (origem) e o início da formação do cone (<i>cone crack</i> ou <i>Hertzian crack</i>).....	97
Figura 35 – Fotomicrografias em modo SEI da superfície fraturada de uma coroa (G6). A) imagem geral em menor aumento (34x); B) defeito inicial em maior aumento (782x), com setas verdes mensurando a altura (72,32 μm) e largura (53,7 μm). As flechas pretas indicam a direção de propagação da fratura catastrófica na IE, evidenciada pela presença de <i>wake hackles</i> ; C) a flecha vermelha indica a zona de <i>compression curl</i> , região de tensão de compressão na coroa que indica o final do processo de fratura (200x); D) presença de linhas (<i>hackles</i>) indicando a origem da	

fratura (direção oclusal) em uma posição mais superior e distante dessa região (100x).	98
Figura 36 – Imagem em estereomicroscópio da superfície do cimento resinoso com as marcações da usinagem da IE após a fratura (restauração do grupo G20cMOD)	120
Figura 37 – Avaliação da distribuição de tensões por TMP na IE do grupo G20MOD após a aplicação de uma carga no centro da coroa (A) e discretamente deslocada lateralmente (B).	121

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Tabela 1 - Módulo de elasticidade (E) e razão de Poisson (ν) dos materiais utilizados na AEF.....	64
Tabela 2 - Número total de nós e elementos que constituíram cada um dos modelos (grupos)	64
Tabela 3 – Média e desvio padrão dos valores de densidade aparente (ρ), módulo de elasticidade (E) e razão de Poisson (ν) das cerâmicas YZ e VM9.....	85
Tabela 4 – Valores máximos de TMP encontrados na porcelana e na IE em cada um dos grupos (MPa)	86
Tabela 5 - Valores médios e desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), mediana, valores mínimos e máximos da carga máxima de fratura (N) para os grupos experimentais sem e com ciclagem mecânica (n=10)	88
Tabela 6 – Resultado do teste de Tukey ($\alpha = 0,05$) comparando o fator angulação*	91
Tabela 7 – Resultado do teste de Tukey ($\alpha = 0,05$) incluindo a interação dos fatores angulação e ciclagem*.....	91
Tabela 8 - Valores médios e desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), mediana, valores mínimos e máximos de estresse aplicado no momento da fratura (MPa) para os grupos experimentais sem e com ciclagem mecânica (n=10)	93

Tabela 9 – Valores médios e desvio padrão (DP), grupamento estatístico*, coeficiente de variação (CV), valores mínimos e máximos de carga máxima de fratura (N) obtidos no G20MOD de acordo com tipo de falha e ciclagem mecânica.	100
Quadro 1- Nome comercial, fabricante e descrição dos materiais utilizados.....	55
Quadro 2 – Ciclos utilizados para a cerâmica Vita YZ.....	70
Quadro 3 – Ciclos de queima utilizados para a porcelana Vita VM9, de acordo com as recomendações do fabricante	73
Quadro 4 – Classificação quando à localização da fratura (lascamento ou falha catastrófica) em cada grupo experimental, e valor médio (\pm desvio padrão) de carga máxima (N) de acordo com o tipo de fratura.....	100

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEF	= Análise por elementos finitos
ANOVA	= Análise de variância
b	= Espessura da amostra
BSE	= Imagem por elétrons retroespalhados
°C	= Graus Celsius
CAD-CAM	= <i>Computer aided design - computer aided machining</i>
CET	= Coeficiente de expansão térmico
CM	= Ciclagem mecânica
COT	= Convergência oclusal total
CP	= Corpo de prova
CV	= Coeficiente de variação
DP	= Desvio padrão
E	= Módulo de elasticidade ou de Young
E_s	= Módulo de elasticidade do aplicador de carga
EDS	= Espectroscopia por energia dispersiva
gl^n	= Grau de liberdade comum de duas análises estatísticas
GPa	= Gigapascal
g/cm^3	= Gramas por centímetro cúbico
IE	= Infra-estrutura
kg	= Quilogramas
kg/mm^2	= Quilograma por milímetro quadrado
L	= Carga
Lb	= Libras
m	= Massa
MDP	= <i>methacryloxy decyl phosphoric acid</i>
MEV	= Microscopia eletrônica de varredura

Mg-PSZ	= Zircônia tetragonal estabilizada por magnésia
MPa	= Megapascal
N	= Newton
n_1	= Grau de liberdade da primeira análise estatística
n_2	= Grau de liberdade da segunda análise estatística
mm	= Milímetro
mm^2	= Milímetro quadrado
mm/min	= Milímetro por minuto
nm	= Nanômetro
PPF	= Prótese parcial fixa
r	= Raio
S	= Desvio padrão comum de duas análises de variância
S_1^2	= Variância da primeira análise estatística
S_2^2	= Variância da segunda análise estatística
SEI	= Imagem por elétrons secundários
T	= Tempo de vôo do pulso ultra-sônico
T_g	= Temperatura de transição vítrea
TOC	= <i>Total occlusal convergence</i> (mesmo que COT)
TMP	= Tensão máxima principal
V_L	= Velocidade da onda longitudinal
V_T	= Velocidade da onda transversal
VM9	= Vita VM9
XRD	= Difração de Raios-X
Z	= Número atômico
Y-TZP	= Zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítria
YZ	= Vita In-Ceram YZ
ρ	= Densidade
μm	= Micrômetro
ν	= Razão de Poisson
ν_s	= Razão de Poisson do aplicador de carga

TERMINOLOGIAS*

1) *Annealing* - Processo de resfriamento lento do vidro para liberar estresse interno depois de sua formação. O vidro que não sofre isso está sujeito à formação de trincas ou fratura quando submetido à modificação pequena de temperatura ou choque mecânico, por reter estresses térmicos causados pelo resfriamento rápido. O vidro é aquecido até a temperatura em que atinge o ponto de liberação de estresse, que é a temperatura de *annealing*, na qual o vidro é ainda muito duro para deformar, mas macio o suficiente para o relaxamento de estresses. A peça, então, é deixada para absorver calor até que a sua temperatura se torne homogênea. O vidro é então resfriado lentamente até que sua temperatura esteja abaixo do ponto de deformação.

2) Carga máxima de fratura – Força máxima, em Newtons (N), que uma estrutura consegue suportar até que ocorra sua falha.

3) Cerâmica - Composto inorgânico com propriedades não metálicas comumente formada por elementos metálicos (ou semi-metálicos) e não metálicos, tais como óxidos, nitretos e silicatos. As cerâmicas podem se apresentar como sólidos cristalinos ou amorfos (vidro). A maioria das cerâmicas cristalinas, exceto por cristal único, são realmente policristalinas porque são constituídas por um grande número de pequenos cristais, ou grãos, separados entre si por seus limites e contornos.

* FONTE: Della Bona A. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. São Paulo: Artes Médicas; 2009.

4) *Compression curl* – Marca das fraturas normalmente situada na região contrária da origem (área de compressão) quando o *crack* muda de direção, formando uma espécie de curva. Essa marca é um indicador que a falha teve um importante componente de flexão.

5) Cristal ou grão - Estrutura formada por átomos arranjados em uma organização atômica repetida ou um padrão periódico. O empacotamento atômico mais denso é obtido quando os átomos estão organizados de maneira simétrica regular.

6) Densidade (ρ) – Massa por unidade de volume de um material. Reflete o diâmetro dos átomos do material e a eficiência com que eles são empacotados para preencher espaços.

7) Estresse ou tensão – Força por unidade de área em uma estrutura sujeita a uma pressão ou força externa. A concentração de estresse reflete um estado de estresse elevado em um sólido causado por defeitos de superfície, internos ou por modificações de contorno.

8) Estresse aplicado no momento da fratura (*Applied stress at fracture*) – Estado de estresse (em MPa), que ocorre na área de aplicação da carga no instante da falha do sistema.

9) Glaze – Camada ou cobertura com uma substância vítrea queimada para se unir a um objeto cerâmico visando colorir, conferir resistência ou torná-lo impermeável. Na odontologia, a queima do glaze é realizada a uma temperatura inferior comparada com as cerâmicas de dentina e esmalte, para produzir uma fina selagem da superfície, sendo o nível de brilho determinado pelas condições de queima.

10) *Hackle* – Linha na superfície da fratura que avança na direção da trinca, separando as porções paralelas, mas não coplanares, da superfície da fratura.

11) Imagem por elétrons retroespalhados (BSE) – Modo de obtenção da imagem em microscopia eletrônica de varredura (MEV) bastante utilizada para verificação das características microestruturais, como cristais e seus limites, uma vez que a intensidade desse tipo de sinal é altamente relacionada com o número atômico (Z) dos elementos.

12) Imagem por elétrons secundários (SEI) – Modo de obtenção da imagem em MEV bastante utilizada para verificação de topografia, por produzir imagens de alta resolução da superfície da amostra, revelando detalhes de até 1 a 5 nm de tamanho.

13) Material friável ou frágil – Material que sofre pouca ou nenhuma deformação frente a aplicação de um determinado estresse antes da fratura. O modo de falha desse tipo de material é, sobretudo, sob tração.

14) Módulo de elasticidade (E) – Medida da rigidez ou da resistência do material à deformação elástica. Quanto maior o módulo, mais rígido é o material, ou menor é a deformação elástica que resulta da aplicação de uma carga.

15) Porcelana odontológica - Tipo de cerâmica formada predominantemente por vidro, utilizada na odontologia principalmente para obtenção de estética em restaurações ou próteses dentárias.

16) Razão de Poisson (ν) - Razão entre a deformação lateral e axial, e seu valor típico para um material cerâmico isotrópico é 0,25, mas o valor máximo pode chegar 0,50.

17) Resistência – Estresse máximo que uma estrutura pode suportar sem apresentar uma quantidade específica de deformação plástica ou estresse no ponto de fratura.

18) Temperatura de Transição Vítreia (T_g) - Temperatura na qual ocorre um aumento significativo no coeficiente de expansão térmico, que indica um aumento da mobilidade molecular. Temperatura na qual, durante o resfriamento, uma cerâmica não-cristalina transforma-se de um líquido super-resfriado em um vidro rígido.

19) Vidro - Sólido amorfo, que não tem simetria na organização espacial dos átomos.

Corazza PH. Influência da angulação do preparo coronário na resistência à fratura de restaurações cerâmicas à base de Y-TZP [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2012.

RESUMO

O objetivo do estudo foi verificar a influência da angulação axial de preparos coronários na resistência à compressão de restaurações cerâmicas livres de metal a base de Y-TZP (YZ- Vita YZ) cobertas com uma porcelana (VM9- Vita VM9). Inicialmente foram realizadas as análises composicional e microestrutural das cerâmicas (YZ e VM9), bem como determinada a densidade (ρ), o módulo de elasticidade (E) e a razão de Poisson (ν). Análise por elementos finitos (AEF) em modelos dimensionalmente iguais aos usados experimentalmente foi realizada para verificar a distribuição de tensões. Oitenta infra-estruturas (IE) de YZ foram usinadas pelo sistema CAD-CAM (Cerec inLab, Sirona) e divididas em 4 grupos, de acordo com o ângulo de convergência oclusal total (COT) do preparo coronário e o *design* da IE: G6 – COT de 6° e IE padrão (n=20); G12 – COT de 12° e IE padrão (n=20); G20 – COT de 20° e IE padrão (n=20); G20MOD – COT de 20° e IE modificada, compensando a inclinação do preparo (n=20). Todas as IE foram cobertas com VM9, cimentadas em modelos de resina epóxica reforçada por fibras de vidro e submetidas à carga compressiva até a fratura. Metade das restaurações de cada grupo (n=10) foi envelhecida por ciclagem mecânica (10^6 ciclos) antes do teste que aplicou uma carga compressiva nas restaurações. As falhas foram analisadas em estereomicroscópio e microscopia eletrônica de varredura (MEV), sendo determinada a origem da fratura. Os resultados foram avaliados estatisticamente usando análise de variância (ANOVA) e Tukey ($\alpha=0,05$). As análises composicionais e microestruturais e a determinação da ρ , E e ν revelaram dois materiais, mecânica e estruturalmente, distintos. A AEF mostrou maior valor de tensão máxima principal (TMP) na porcelana do G12 (4839 MPa), e na IE dos grupos G6 e G12 (403,3 MPa e 388,8 MPa, respectivamente). A distribuição de tensões na porcelana foi muito semelhante entre G6 e G12, enquanto que a distribuição de tensões na IE do G20MOD sugere um desempenho superior frente a cargas compressivas, comparado às demais IE. O teste *in vitro* revelou um valor de carga máxima de fratura do grupo G20MOD (2293 ± 469 N) estatisticamente maior que os demais. Na comparação entre as diferentes convergências, G20 obteve os maiores

resultados ($1694 \pm 148,3$ N), estatisticamente superiores a G6 ($1458 \pm 137,6$ N) e G12 ($1341 \pm 164,2$ N) ($p=0,000$). O efeito ciclagem mecânica não apresentou significância, tanto na comparação entre as convergências ($p=0,26$), como dentro do G20MOD ($p=0,869$). A determinação do estresse no momento da fratura (MPa) mostrou um sistema cerâmico bastante resistente, sendo o menor valor médio encontrado no grupo G12 não ciclado ($4436 \pm 92,9$ MPa). Com exceção do G20MOD que teve um número maior de falhas por lascamento, houve uma predominância de falhas catastróficas com origem na superfície oclusal interna da infraestrutura. Os sistemas cerâmicos à base de Y-TZP ofereceram uma resistência mecânica à compressão muito superior à carga fisiológica, independente da COT. Contudo, os preparos com COT de 20° e infraestrutura modificada apresentaram maior resistência, sugerindo ser essa a melhor combinação das avaliadas nesse estudo.

Palavras-chave: Cerâmica. Preparo do dente. CAD-CAM. Análise por elementos finitos. Análise de falha.

Corazza PH. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations [dissertation]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2012.

ABSTRACT

The aim of the study was to investigate the influence of the convergence angle of tooth preparation on the compression strength of Y-TZP-based ceramic (YZ- Vita YZ) infra-structure (IS) veneered by a feldspathic porcelain (VM9- Vita VM9). Microstructural and element analysis of the ceramics (YZ and VM9) were made, and density (ρ), elastic modulus (E) and Poisson's ratio (ν) were obtained. Finite Element Stress Analysis (FEA) in dimensionally identical models to those used in vitro was performed to verify the stress distribution in the system. Eighty YZ specimens were fabricated by the Cerec inLab CAD-CAM system and divided into four groups according to the total occlusal convergence angle (TOC): G6 – 6° TOC and standard IS (n=20); G12 – 12° TOC and standard IS (n=20); G20 – 20° TOC and standard IS (n=20); G20MOD - 20° TOC and modified IS (n=20). All IS were veneered with VM9, cemented in a fiber reinforced epoxy resin die and submitted to a compressive load until fracture. Half of the specimens from each group (n=10) were cyclic fatigued (10^6 cycles) before testing. Failure analysis was made using stereomicroscope and scanning electron microscopy (SEM) to determine the fracture origin. Data were statistically analyzed using ANOVA and Tukey tests ($\alpha=0.05$). Microstructure and element analyses and the determination of ρ , E and ν revealed distinct materials. FEA showed the greatest maximum principal stress (MPS) value of 4839 MPa for the G12 in the porcelain and of 403.3 MPa (G6) and 388.8 MPa (G12) in the IS. The stress distribution in the porcelain was similar for G6 and G12 groups, whereas the stress distribution in the IS of the G20MOD group suggested a superior performance under compression load compared to other groups. The in vitro test showed the greater maximum fracture load (2293 ± 469 N) for G20MOD group, which was statistically different from the other groups. Comparing the different convergences, G20 showed the greatest results ($1694 \pm 148,3$ N), statistically different than G6 ($1458 \pm 137,6$ N) and G12 ($1341 \pm 164,2$ N) ($p=0,000$). Cyclic fatigue did not significantly affect the results in the comparison between the convergences ($p=0,26$) and in G20MOD ($p=0,869$). Applied stress at fracture (MPa) determination revealed a strong ceramic system, whereas the lowest mean value was obtained by G12 not aged ($4436 \pm 92,9$ MPa). With the exception of

G20MOD, which mostly showed chipping failures, catastrophic failures originated from the internal occlusal surface of the IS was the predominant mode of failure. The Y-TZP-based ceramic restorations showed compression strength much higher than the physiological load, regardless the TOC. However, the 20° TOC tooth preparation using a modified IS showed the greatest strength, which seems to be the best of all experimental conditions evaluated in the present study.

Keywords: Ceramic. Tooth preparation. CAD-CAM. Finite element analysis. Failure analysis.

1 INTRODUÇÃO

As cerâmicas são indiscutivelmente uma das categorias de materiais mais fascinantes e estudadas dentro da ciência e tecnologia dos materiais odontológicos. Isso se deve, muito provavelmente, a sua ótima biocompatibilidade, às propriedades físicas que se assemelham às da estrutura dental, e, principalmente, a sua excelente e duradoura estética (Della Bona, 2009; Rafferty et al., 2010). Desde o princípio, como material de cobertura em restaurações metalo-cerâmicas, as cerâmicas ou porcelanas odontológicas vêm sofrendo uma grande evolução em sua composição e modo de fabricação, permitindo a substituição das infra-estruturas metálicas por outras feitas com cerâmica de alta resistência, o que resultou no surgimento das próteses fixas livres de metal (*metal-free*), com maior estética e biocompatibilidade. Apesar de já existirem disponíveis no mercado materiais que possibilitam restaurações com um só tipo cerâmico, normalmente esses materiais reforçados necessitam ser cobertos com uma porcelana mais estética, porém com características mecânicas inferiores (Guazzato et al., 2005). Como originalmente são materiais friáveis, as características e o comportamento mecânico das restaurações *metal-free* precisam ser entendidas, bem como as variáveis que interferem nessas características, desde o processo de fabricação até as etapas controladas pelo clínico, como o preparo coronário para prótese parcial fixa (PPF) (Goodacre et al., 2001; Della Bona, 2009; Kim et al., 2010).

Dentre inúmeros tipos de cerâmica reforçada para a fabricação de infra-estruturas, aquelas à base de óxido de zircônio (zircônia) na forma tetragonal parcialmente estabilizado por óxido de ítria (ítria) (Y-TZP) são a classe mais promissora para uso em PPF submetidas

à grande magnitude de cargas oclusais, principalmente devido a capacidade de aumento da tenacidade (Kelly, Denry, 2008). Esse material, usualmente fabricado por um sistema computadorizado denominado CAD-CAM (*computer aided design - computer aided machining*), é recoberto por uma porcelana para a obtenção de uma melhor estética, mascarando a opacidade da infra-estrutura. Todos os passos envolvidos na obtenção da restauração, como usinagem, polimento, jateamento e processos de queima têm sido constantemente estudados e seus efeitos sobre as propriedades mecânicas das restaurações em Y-TZP ainda precisam ser totalmente compreendidos (Guazzato et al., 2005). Esses aspectos técnico-laboratoriais somados aos de dependência clínica, especialmente os relacionados ao preparo coronário, tem sido sugeridos como prováveis causadores das falhas clínicas nas restaurações cerâmicas (Della Bona, 2009).

As características microestruturais, composição das cerâmicas e algumas de suas propriedades físicas são de especial relevância para um correto entendimento do comportamento desses materiais. A zircônia pode assumir três formas cristalinas dependendo da temperatura em que é elevada. Da temperatura ambiente até 1170 °C, a estrutura é monoclinica, tornando-se tetragonal entre 1170 °C e 2370 °C, e cúbica acima de 2370 °C até o ponto de fusão. Apesar disso, a estabilização da zircônia por óxidos como CaO, MgO, Y₂O₃ ou CeO₂ permite a retenção da estrutura tetragonal, mesmo em temperatura ambiente (Denry, Kelly, 2008). A geração de estresse por tratamentos de superfície, como jateamento ou asperização, é responsável por desencadear a transformação de fase, de tetragonal para monoclinica. Isso, associado ao aumento de volume, provoca a formação de estresse compressivo superficial e reduz a propagação de trincas, melhorando a resistência à flexão do material (Sundh et al., 2005). Dessa forma, um processo de caracterização realizado em corpos de prova fabricados de

forma diferente das condições clínicas irá resultar em alterações tanto em microestrutura, como em valores de propriedades mecânicas.

A principal causa de fracasso nos materiais livres de metal pode estar associada à deficiência nos preparos cavitários e coronários. A quantidade de redução deve estar de acordo com o material da restauração planejada. A redução insuficiente pode resultar em uma restauração fina e susceptível à fratura, enquanto que a redução excessiva de estrutura pode comprometer a retenção da restauração e a vitalidade pulpar (Bottino et al., 2009), além da possibilidade de enfraquecimento da estrutura restauradora pelo excesso de porcelana ou ausência de suporte adequado para essa (Della Bona, 2009). Em função disso, alguns princípios biológicos e mecânicos devem ser levados em consideração ao se realizar um preparo para coroa total. O fator angulação do preparo ou convergência oclusal total (*total occlusal convergence – TOC*) foi um dos primeiros aspectos do preparo para coroas totais a receber recomendação específica. Ainda em 1923, Prothero indicou que o ângulo de convergência das superfícies periféricas da coroa deveriam estar entre 2° e 5°, informação que só foi investigada cientificamente mais de 30 anos depois, em 1955. Os ângulos de convergência entre superfícies opostas de um preparo para coroa total influenciam em sua retenção e resistência a rotação, sendo o ângulo teoricamente ideal situado entre 2° e 4°. Em razão da dificuldade em acomodar uma coroa quando se dispõem desses ângulos, considera-se aceitável ângulos entre 5° e 14° (Bottino et al., 2009; Mou et al., 2002; Goodacre et al., 2001). Apesar de esse ângulo estar relacionado com a maioria dos princípios biológicos e mecânicos que determinam a longevidade da restauração – dentre eles, rigidez estrutural - sua influência na retenção da prótese é o tema da maioria dos estudos desenvolvidos ao longo dos anos, não havendo relatos que relacionam isso com a resistência das restaurações à base de Y-TZP.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Cerâmicas à base de zircônia parcialmente estabilizada por ítria (Y-TZP)

Apesar de utilizadas há bastante tempo na odontologia, as cerâmicas ampliaram suas indicações somente após serem reforçadas por um alto conteúdo cristalino. Com isso, várias cerâmicas surgiram no mercado, inclusive aquelas à base de óxido de zircônio de fase tetragonal parcialmente estabilizada por óxido de ítria, despertando bastante interesse no universo da odontologia. As características inerentes a esse material foram amplamente discutidas em uma revisão de literatura abordando os tipos de zircônia comercialmente disponíveis (Denry, Kelly, 2008). As propriedades mecânicas da zircônia são as mais altas entre as cerâmicas já estudadas na odontologia, principalmente devido ao mecanismo de transformação de fase (tetragonal para monoclínica, "*transformation toughness*"), o que vem acompanhado por um aumento de volume dos cristais de aproximadamente 5%, limitando a propagação catastrófica de trincas. Esse fenômeno gera um estresse de compressão na superfície do material e melhora a resistência à flexão. Apesar dos benefícios, esse fenômeno também aumenta a susceptibilidade da zircônia à degradação, fato que é exacerbado na presença de água (Guazzato et al., 2005; Della Bona, 2009; Pittayachawan et al., 2009; Kim et al., 2010).

Na odontologia aparecem três tipos de cerâmicas com significativo conteúdo de zircônia: a zircônia tetragonal estabilizada por ítria (Y-TZP), a zircônia tetragonal estabilizada por magnésia (Mg-PSZ) e

a alumina reforçada por zircônia. As propriedades mecânicas da Y-TZP são fortemente dependentes do tamanho do grão. Grãos acima de um tamanho crítico tornam o material menos estável e mais sensível à transformação de fase, enquanto que grãos menores ($<1 \mu\text{m}$) são associados à menor taxa de transformação. Essa característica sofre grande impacto da temperatura de sinterização do material, que é realizada na maioria das vezes após a usinagem, reduzindo essa transformação. É relatado na literatura que o tratamento térmico da cerâmica Y-TZP a uma temperatura compreendida entre $900 \text{ }^\circ\text{C}$ e $1000 \text{ }^\circ\text{C}$ induz uma transformação reversa de fase, de monoclinica para tetragonal, o que vem acompanhado de um relaxamento de tensões e diminuição da resistência à flexão (Guazzato et al., 2005; Denry, Kelly, 2008). Como essa temperatura é muito aproximada à de sinterização da porcelana de cobertura, é bem provável que essa transformação reversa também ocorra quando a zircônia é levada ao forno para este procedimento. A microestrutura da Y-TZP consiste em pequenos grãos do material, com diâmetro aproximado de $0,2\text{-}0,5 \mu\text{m}$. A resistência à flexão é de 800 a 1000 MPa e a tenacidade à fratura assume um valor médio entre 6 e $8 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$. As infra-estruturas confeccionadas com Y-TZP podem ser usinadas na forma pré-sinterizada do material (*soft machining*) ou na forma totalmente sinterizada (*hard machining*). Como essa última forma tem a capacidade de causar danos irreversíveis na superfície da cerâmica e alterar a fase, é preferível a utilização desse material processado pela técnica *soft machining* (Denry, Kelly, 2008).

A estabilidade das cerâmicas à base de Y-TZP à degradação hidrotérmica, usando diferentes tratamentos de superfície (asperização com discos diamantados e jateamento) foi verificada em um estudo que utilizou blocos de Y-TZP pré-sinterizados usinados no sistema CAD-CAM e divididos em cinco grupos de acordo com o tratamento realizado: ausência de tratamento, jateamento com partículas de alumina, asperização com discos diamantados com tamanho de partícula

aproximado de 200 μm , 162 μm e 30 μm , simulando um desgaste com brocas diamantadas. O envelhecimento à baixa temperatura foi efetuado em autoclave, em diferentes tempos. Imagens em MEV foram realizadas antes e após o envelhecimento, e a transformação de fase foi avaliada por Difração de Raios-X (XRD). As imagens em MEV da superfície da cerâmica sem qualquer tratamento mostraram uma superfície bastante rugosa e com muitas microtrincas que penetraram de 4 a 6 μm abaixo da superfície. O jateamento provocou zonas de deformação plástica, e a morfologia da superfície asperizada com disco consistiu-se de longos riscos. A quantidade de fase monoclinica no material testado aumentou de acordo com o tempo de envelhecimento em autoclave. Após 2 horas de envelhecimento, a maior quantidade de fase monoclinica foi detectada na cerâmica jateada, e a menor naquela sem tratamento de superfície. Porém, a quantidade de fase monoclinica no grupo sem tratamento aumentou drasticamente para índices comparáveis aos apresentados pelos grupos asperizados após 10 horas de envelhecimento em autoclave, apresentando uma porcentagem de fase monoclinica muito superior aos demais grupos após 20 horas de envelhecimento. Essa rápida deterioração após um tempo prolongado de envelhecimento foi atribuída aos danos causados pela usinagem e à ausência de uma camada superficial de estresse de compressão, induzida nos outros grupos (Kim et al., 2010). Apesar da existência da degradação, um estudo que avaliou o comportamento das infra-estruturas à base de Y-TZP frente à fadiga cíclica em meio úmido e o crescimento subcrítico de trincas constatou que o tempo de vida desse material ultrapassa facilmente os 20 anos (Stuart et al., 2007).

2.1.1 Desempenho clínico das próteses fixas à base de Y-TZP

Apesar dos sistemas à base de Y-TZP serem considerados relativamente recentes na odontologia, já existem alguns poucos estudos com acompanhamento clínico de 2,5 anos (Raigrodski et al., 2006) e 5 anos (Sailer et al., 2007) revelando um desempenho interessante. O primeiro acompanhamento avaliou a eficiência de próteses fixas de três elementos à base de zircônia (Lava), na região posterior, dando ênfase para a resistência. Depois de determinar os critérios de inclusão da pesquisa, 16 pessoas foram selecionadas, e um total de 20 próteses fixas à base de zircônia foram instaladas. O preparo dos dentes foi realizado com angulação das paredes axiais de 10°, término em ombro e ângulos internos arredondados para evitar a concentração de tensões. Para todas as próteses, a área mínima de conector foi de 9 mm². Todas as próteses foram cimentadas com um cimento de ionômero de vidro modificado por resina. As próteses foram avaliadas por dois operadores calibrados após 15 dias, e 6, 12, 18, 24 e 36 meses. Como nem todos os casos foram acompanhados pelo tempo estipulado, a média de acompanhamento foi 31,2 meses. Nesse período, 5 das 20 próteses tiveram um pequeno lascamento, não expondo a infra-estrutura nem prejudicando a estética. O primeiro lascamento ocorreu em um segundo molar utilizado como retentor, onde a força mastigatória é superior à encontrada nos demais locais. Nenhuma falha aconteceu na união entre a cerâmica de infra-estrutura e a de cobertura, demonstrando a estabilidade dessa interface (Raigrodski et al., 2006). O segundo acompanhamento, de 5 anos, objetivou determinar a taxa de sucesso de próteses fixas à base de zircônia de 3 a 5 elementos, também em região posterior. Foram selecionados 45 pacientes para o estudo, totalizando 57 próteses fixas, sendo 47 próteses de 3 elementos, 8 de 4 elementos e 2 de 5 elementos. Todos os pilares foram preparados seguindo-se os

preceitos para prótese *metalfree*. As infra-estruturas foram usinadas a partir de blocos pré-sinterizados, recobertas com a porcelana do sistema e cimentadas com cimento resinoso. Após o tempo determinado, as próteses foram examinadas de acordo com o índice de falhas e complicações técnicas e biológicas. Do total de pacientes selecionados para a pesquisa, onze deles com dezessete próteses de três elementos deixaram o estudo antes de completar 5 anos de avaliação. Depois de 5 anos, doze próteses fixas (26,1%) tiveram que ser substituídas, o que resultou num índice de sucesso geral de 73,9%. Uma fratura da infra-estrutura foi observada após 38 meses em uso, ocorrida por trauma agudo. Em vista disso, a taxa de sucesso da infra-estrutura de zircônia foi de 97,8%, pois as demais falhas ocorreram por complicações técnicas e biológicas. Dentre os fatores que levaram ao insucesso do sistema, o lascamento da cerâmica de cobertura ocorreu em 15,2% dos casos, fenda marginal encontrava-se evidente em 58,7% das próteses, e cárie secundária foi observada em 21,7% das reconstruções. Não houve diferença significativa entre os dois cimentos utilizados (Variolink e Panavia TC) (Sailer et al., 2007).

Em 2008, Della Bona e Kelly realizaram uma revisão de literatura no intuito de comparar as evidências clínicas de tratamentos baseados em restaurações totalmente cerâmicas. O índice de insucesso das facetas cerâmicas na maior parte dos estudos foi menor que 5% em 5 anos de uso clínico. Quando se realizou um levantamento das restaurações *inlays* e *onlays*, essa taxa de insucesso foi de aproximadamente 10% em 10 anos de uso clínico. Apesar da imensa diferença na microestrutura, composição e método de processamento dos materiais utilizados para coroas unitárias totalmente cerâmicas, esse tipo de restauração demonstrou um sucesso clínico superior a 90% independente do tempo de uso. Em geral, a taxa de fratura foi aparentemente menor em coroas anteriores comparadas a coroas posteriores. Um dos materiais mais estudados, a cerâmica à base de

alumina (In-Ceram Alumina), chegou a ter um índice de sucesso de 99,1% em restaurações unitárias anteriores e posteriores após 6 anos. O levantamento de estudos clínicos sobre pontes fixas totalmente cerâmicas sugere um maior sucesso dos sistemas à base de zircônia comparados aos outros sistemas, uma vez que apresentaram taxas muito menores de falhas e restritas à cerâmica de cobertura. A taxa de sucesso das restaurações cerâmicas evidencia que seu uso é bastante seguro, principalmente em áreas de exigência estética. Os sistemas totalmente cerâmicos mais promissores disponíveis para o clínico são aqueles à base de zircônia, independente da região de serviço em boca. No entanto, o lascamento se constitui um problema desse material.

2.2 Influência da geometria do sistema no comportamento das próteses cerâmicas

2.2.1 Geometria do preparo coronário

A geometria do preparo dental para uma restauração protética foi um dos primeiros aspectos na odontologia a receber recomendação numérica. Já em 1923, Prothero indicou que a convergência oclusal total (COT), que é o ângulo de convergência entre duas superfícies axiais opostas, deveria variar de 2° e 5° (Goodacre et al., 2001; Bottino et al., 2009). A partir disso, vários estudos tentaram relacionar essa angulação com a retenção e adaptação das restaurações (Leempoel et al., 1987; Wilson, Chan, 1994; Cho et al., 2002; Mou et al., 2002; Chan et al., 2004; Bowley et al., 2007, Beuer et al., 2009; Roudsri et al., 2011). Apesar de a literatura considerar ideal uma angulação do preparo de 2° a 22° (Wilson, Chan, 1994; Parker et al., 1993; Goodacre et

al., 2001; Shillingburg et al., 2007), estudos revelaram a dificuldade em obter preparos com pequena angulação, tanto em treinamentos fora de boca com dentes artificiais ou extraídos, como na clínica (Leempoel et al., 1987; Nordlander et al., 1988; Annerstedt et al., 1996; Smith et al., 1999; Ayad et al., 2005). A média de angulação obtida por esses autores esteve sempre entre 14,1° (Ayad et al., 2005) e 27,3° (Leempoel et al., 1987), variando de acordo com a situação (clínica ou laboratório), posicionamento do dente no arco e paredes envolvidas (ângulo mésio-distal ou vestibulo-lingual). Um estudo realizado em 1988 mensurou o ângulo de convergência de preparos coronários realizados na clínica. Os participantes (clínicos gerais e especialistas) foram instruídos a se dedicarem na obtenção de convergências oclusais entre 4° e 10°, o que não foi conseguido. A média de convergência oclusal dos preparos foi de 19,1° para clínicos gerais e 20,1° para especialistas em prótese. Molares inferiores foram preparados com maior convergência que molares superiores. O ângulo de convergência em pré-molares foi, geralmente, menor do que em dentes anteriores, e ambos foram menores que em molares (Nordlander et al., 1988). Outra pesquisa, dessa vez desenvolvida com estudantes de pré-clínica de prótese fixa, avaliou se realmente as angulações ideais sugeridas para preparos coronários (entre 6° e 12°) são efetuadas na prática. Constatou-se que quando 6° de inclinação foi sugerido, conseguiu-se uma média de 14,5°, e quando foi indicada a realização de 12°, uma média de 15,5° foi efetuada. Em vista disso, a sugestão de preparos com 12° de inclinação normalmente não resulta em preparos com esse valor, mas é muito mais próximo da realidade do que a instrução de 6° (Smith et al., 1999).

Revisando a literatura relacionada a preparos coronários para coroas totais, Goodacre et al. (2001) constataram ser necessário uma altura de preparo mínima de 3 mm para proporcionar uma resistência ao deslocamento lateral da restauração, quando a COT não for superior a

10°. Além disso, ele cita que a maior parte dos dentes da cavidade bucal apresentam geometrias específicas após sua redução para coroas totais. Os molares, por exemplo, possuem uma forma retangular, que auxilia na resistência ao deslocamento. Quando o preparo for muito arredondado, retenções auxiliares na forma de caixa podem ser criadas para melhorar a retenção biomecânica. O término cervical recomendado para preparos de coroas totalmente cerâmicas é o término em ombro, podendo em alguns casos de cimentação adesiva também ser em chanfro, com profundidade aproximada de 1 mm. Com base em sua revisão, Goodacre et al. (2001) sugere COT ideal de 10° a 20°, mínimo de 3 mm de altura para pré-molares e 4 mm para molares, término em ombro ou chanfro para coroas livres de metal, e ângulos arredondados para reduzir a concentração de tensões.

Um estudo investigou a relação entre diferentes ângulos de convergência de preparos coronários e a adaptação interna de coroas usinadas pelo sistema Cerec, que usa o princípio da triangulação ativa com um scanner intraoral para obter as imagens do preparo, podendo criar uma sombra indesejável chamada de “fenômeno de sombra distal”. A avaliação foi realizada em preparos de dentes de estoque montados em manequim, com ângulo de convergência de 12° ou 20°, e altura do preparo de 4 ou 6 mm. Além de angulação e altura, o número de usinagens das brocas do sistema também foi um dos objetos de estudo. A avaliação da desadaptação foi examinada pela técnica da réplica. O número de vezes que as brocas de usinagem foram utilizadas e a altura dos preparos não influenciaram significativamente na espessura de cimento dos grupos analisados. No entanto, preparos com ângulo de convergência de 12° tiveram melhor adaptação interna, comparados a preparos com 20°. A maior espessura de cimentação foi encontrada na parede distal dos preparos ($185 \pm 28 \mu\text{m}$), sendo aproximadamente duas vezes a espessura encontrada nas paredes vestibular ($90 \pm 14 \mu\text{m}$) e

lingual ($92 \pm 15 \mu\text{m}$). Essa diferença de espessura entre as paredes foi, provavelmente, resultante do fenômeno de sombra distal durante a obtenção da imagem (Mou et al., 2002).

Além de estar associado à adaptação interna das coroas, o ângulo de inclinação dos preparos para coroa total também se relaciona com a área de superfície, como mostra um estudo que utiliza um modelo em forma de pirâmide para simular as quatro paredes axiais do preparo. As angulações testadas foram obtidas com a variação da “parede vestibular” da pirâmide em relação ao eixo vertical (ângulos de 2° , 6° , 10° , 15° , 20° e 25°), sendo que as demais paredes permaneceram constantes com 2° . As alturas dos preparos foram de 3, 4 e 5 mm. A área de superfície de cada preparo foi calculada utilizando-se uma fórmula padrão de área para pirâmides retangulares. Em preparos com 5 mm de altura, uma mudança de ângulo de convergência de 2° para 10° diminuiu em 13,9% a área de superfície. O aumento de apenas 1 mm na altura do preparo resultou num considerável ganho em área de superfície. Uma vez que aumentam a área de superfície, o aumento da altura dos preparos e a diminuição da angulação podem resultar em melhoras na função do agente cimentante, na resistência ao deslocamento lateral e na retenção das próteses fixas (Bowley et al., 2007).

Região essencial para o sucesso de uma reabilitação com prótese fixa, o tipo de término cervical de preparos para coroa a base de Y-TZP e a relação com a resistência à fratura das coroas tem sido estudado (Beuer et al., 2008). Foram avaliados os termos sem ombro, em chanfro curto, em chanfro profundo, em ombro e em ombro biselado. Com exceção do preparo sem ombro e do preparo em chanfro curto, todos os outros tiveram 1 mm de profundidade. Os padrões para cimentação das coroas foram feitos em liga de CrCo com ângulo das paredes axiais de 10° . Infra-estruturas de zircônia usinadas no seu estado totalmente sinterizado foram adaptadas ao preparo por um técnico calibrado e cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Nesse estudo,

não se realizou a aplicação da porcelana de cobertura. Um pistão posicionado no centro oclusal da coroa aplicou carga até a fratura. A maior resistência foi obtida em preparos em ombro (2286 ± 536 N), e a menor em preparos em chanfro curto (1624 ± 150 N). As análises em MEV indicaram fraturas que partiram do centro da aplicação da carga, além de mostrarem falhas superficiais induzidas pela usinagem, que podem ter influenciado na resistência à fratura.

2.2.2 Geometria das restaurações totalmente cerâmicas

O efeito de diferentes espessuras de porcelana na resistência à fratura de coroas com infra-estruturas à base de alumina (Procera e In-Ceram) de espessura uniforme foi reportado (Webber et al., 2003). Foram fabricadas sessenta coroas divididas em três grupos, sendo dois grupos formados pelo sistema Procera (0,4 mm e 0,9 mm de espessura de cobertura), e um grupo formado pelo sistema In-Ceram (0,9 mm de espessura de cobertura). Todas as coroas tiveram sua superfície interna jateada com partículas de alumina previamente à cimentação em padrões metálicos de 7 mm de altura e 8° de angulação entre as paredes axiais. A fratura ocorreu por uma carga estática aplicada por uma esfera de 4 mm de diâmetro no centro das restaurações. A análise de variância mostrou que não houve diferença de carga máxima de fratura entre os 3 grupos testados. As coroas Procera exibiram predominância de delaminações da porcelana, enquanto o sistema In-Ceram teve uma tendência à fratura catastrófica. Esses resultados mostram que a espessura de porcelana não produziu efeito significativo na resistência à fratura das restaurações com infra-estrutura à base de alumina. O tipo de falha encontrado para o sistema Procera refletiu uma grande resistência à

fratura da infra-estrutura e uma deficiência na união desta com a porcelana de cobertura.

Duas diferentes geometrias de coroas totalmente cerâmicas à base de Y-TZP foram comparadas por um estudo através de testes laboratoriais e computacionais. O teste de laboratório foi desenvolvido em um cenário de fadiga, com simulações térmicas e mecânicas, buscando obter os tipos de falhas encontrados clinicamente. Para a simulação em computador, as dimensões de um primeiro molar inferior foram importadas, e o dente foi preparado com angulação axial de 12° . Um dos modelos foi criado mantendo a espessura da cerâmica de infra-estrutura uniforme em 0,5 mm. Em outro modelo, a face lingual foi construída de uma forma que diminuísse o volume da cerâmica de cobertura nessa região e desse maior suporte, com 1 mm de espessura. A camada de cobertura reproduziu a mesma anatomia externa para os dois modelos, tendo 1,5 mm de espessura na porção oclusal. Para a simulação, todos os sólidos foram considerados homogêneos, isotrópicos e lineares elásticos, livres de deslizamento entre os componentes e sem falhas. Uma carga vertical de 1.200 N foi aplicada, acompanhada ou não de uma força horizontal de 300 N. O mesmo modelo foi utilizado para a simulação térmica, que iniciou a uma temperatura de 900°C . O teste laboratorial foi desenvolvido em restaurações com configuração semelhante à usada na análise de elementos finitos, que foi cimentada em padrões de resina composta. Três corpos de prova de cada grupo foram utilizados para a fratura por carga estática, e esses dados foram aplicados no teste de tempo de vida, aplicando uma carga que simulasse uma situação clínica de função em grupo. A probabilidade de falha após 50.000 ciclos a 250 N de carga foi calculada. Comparando as duas configurações por elementos finitos, a configuração padrão mostrou uma menor tensão máxima na cerâmica de cobertura comparada à configuração modificada, quando forças horizontais foram aplicadas ao sistema. No entanto, quando o componente horizontal foi removido, a

configuração modificada transferiu uma tensão em maior valor para a cerâmica de infra-estrutura, que concentrou valores mais altos de tensão comparada à cerâmica de cobertura. O teste por carga monotônica resultou num comportamento superior da configuração padrão (1134 ± 182 N), comparada à configuração modificada (767 ± 54 N). Enquanto isso, o teste por carga cíclica, que gerou apenas fraturas da cerâmica de cobertura, provocou fraturas menores e confinadas em cúspide para o *design* modificado, e uma maior confiabilidade dessa configuração. A fractografia indicou origem das fraturas na área de contato deslizante (Bonfante et al., 2010).

Outro estudo, avaliou o comportamento de coroas à base de zircônia com diferentes configurações de infra-estruturas, variando a espessura de cimentação. O elemento 46 foi preparado com 4° de angulação da parede axial e término cervical em ombro arredondado, e então multiplicado em 40 modelos de polimetilmetacrilato. Os preparos foram divididos em cinco grupos experimentais, variando a espessura da infra-estrutura (0,5 mm; 0,6-0,8 mm com suporte oclusal mínimo; 0,7-1,3 mm com suporte oclusal otimizado) e a espessura de cimento (40 μ m, 30 μ m e 10 μ m). A variação no cimento ocorreu somente no grupo com infra-estrutura mais espessa e suporte oclusal otimizado. Quarenta coroas metalo-cerâmicas foram fabricadas seguindo a anatomia do dente 16 e ajustadas em articulador para servirem como antagonistas. Ciclagens térmica e mecânica foram realizadas, e a aparição de falhas foi monitorada, determinando local e extensão destas. O lascamento da porcelana de cobertura durante a ciclagem ocorreu em todos os grupos examinados, com diferenças de localização e extensão. Uma grande área de lascamento ocorreu na infra-estrutura simplificada e otimizada com 10 μ m de espessura de cimentação. Uma combinação de poucas falhas em pequena área foi encontrada nos grupos com infra-estruturas modificadas e otimizadas, ambas com 40 μ m de espessura de cimentação. As análises em MEV mostraram áreas superficiais danificadas pelo contato

com o antagonista, que constituíram a origem das falhas do sistema. Não houve relatos de falhas na interface zircônia/cobertura. O suporte da porcelana de cobertura com uma infra-estrutura otimizada reduziu em número e área o lascamento, devido à alta resistência do suporte. A espessura de cimentação influenciou minimamente os resultados, justificada pela alta resistência da zircônia que sobrepõem esse fator (Rosentritt et al., 2009). Esses achados vieram a confirmar dados prévios de um estudo (De Jager et al., 2005) que, através da análise por elementos finitos, sugeriu uma melhor distribuição de tensões nos sistemas livres de metal quando a configuração segue uma uniformidade de espessura.

2.3 Modo de falha das cerâmicas odontológicas

A compreensão do modo de falha clínica das cerâmicas odontológicas é essencial para a melhora das propriedades mecânicas e a ampliação das indicações desse tipo de material. A maneira adequada de estudar as superfícies de fratura de restaurações cerâmicas é seguir os princípios da fractografia, os quais foram utilizados em ampla literatura (Webber et al., 2003; Quinn, 2007; Sherrer et al., 2008; Della Bona, 2009; Rosentritt et al., 2009; Bonfante et al., 2010; Kelly et al., 2010; Quinn, Quinn, 2010; Borba et al., 2011; Silva et al., 2011). Um desses estudos avaliou uma coroa cerâmica à base de alumina que fraturou *in situ* após quatro anos de uso clínico. Uma primeira análise da coroa foi realizada em estereomicroscópio, iniciando em uma das margens da fratura e evoluindo para a porção oclusal até atingir a outra margem. A ampliação variou entre 10x e 200x dependendo da característica avaliada, e o ângulo de iluminação sofria alterações conforme necessário. Após um mapeamento inicial da superfície de fratura, foi realizado a

descontaminação da amostra em banho ultrassônico por 10 minutos seguido da cobertura com ouro, visando a análise em MEV, com ampliações variáveis e muitas vezes superiores a 4000x, produzindo um mapeamento final detalhado que indicou a direção de propagação da trinca, a área onde ela iniciou e a sequência dos eventos de fratura. A análise em estereomicroscópio demonstrou um lascamento da cerâmica de cobertura que ocorreu previamente à fratura catastrófica, com a presença de *wake hackles* e *arrested lines*, indicando a direção de propagação da trinca. Esse lascamento inicial provavelmente tenha ocorrido durante a cimentação da peça, com a aplicação de uma força excessiva. A análise mais detalhada mostrou que a trinca se propagou a partir da região mesial, em direção à parede axial e oclusal e, finalmente, distal formando uma curva de compressão (*compression curl*). Um pequeno lascamento também foi observado na região oclusal, que resultou muito provavelmente de um evento secundário, mas que ficou restrito à porcelana de cobertura (Sherrer et al., 2008).

Na tentativa de reproduzir em laboratório o modo de falha clínico dos materiais friáveis, diversos autores (Rosentritt et al., 2009; Swain, 2009; Kelly et al., 2010; Lorenzoni et al., 2010; Silva et al., 2011) desenvolveram metodologias inovadoras e divergentes. Estudo realizado em 2010 objetivou desenvolver um teste *in vitro* para coroas cerâmicas unitárias que simulasse os mecanismos de falha e o estado de tensão observados clinicamente. As investigações de falhas clínicas e simulações por elementos finitos indicaram que o início das falhas dos materiais friáveis ocorre, usualmente, na superfície de cimentação, onde há tensão de tração (Kelly et al., 2010). As análises fractográficas de falhas clínicas normalmente não encontram sua origem em danos na superfície ou logo abaixo dela, com uma propagação tipo cone, também chamado de "*Hertzian crack*", fato que vem ocorrendo em muitos testes laboratoriais. A abordagem do estudo foi os tipos de falha decorrentes dos testes laboratoriais, e a associação dessas com o substrato e o aplicador

de carga. Foram utilizados três tipos de cerâmica (uma feldspática; outra a base de leucita e uma alumina infiltrada), cimentadas a um substrato. Três materiais diferentes foram empregados na confecção dos pistões de aplicação da carga: alumínio, aço inoxidável e uma resina epóxica reforçada por fibra de vidro (NEMA grade G10). Para a eleição do substrato, realizou-se um estudo preliminar comparando as propriedades elásticas e resistência adesiva de uma dentina humana e a resina G10. Por tratar-se de dois materiais anisotrópicos, as propriedades elásticas foram obtidas por indentação com esferas de tungstênio, enquanto a resistência adesiva foi comparada por um teste de cisalhamento, após os tratamentos de superfície recomendados. O tratamento da resina G10 consistiu em condicionamento com ácido hidrófluídrico e aplicação de um agente silano. Os autores relataram grande similaridade entre a resina G10 e a dentina, tanto no comportamento elástico como na união, o que levou à utilização dessa resina como material de suporte da cerâmica no experimento. Os corpos de prova foram fabricados em forma de discos e de coroas de molar, e cimentados com três diferentes cimentos (fosfato de zinco, ionômero de vidro e cimento resinoso). Foram usadas quatro condições de teste: armazenagem e teste monotônico a seco, armazenagem em meio úmido e teste monotônico a seco, armazenagem e teste cíclico a seco, e armazenagem e teste cíclico em meio úmido. Após a fratura (cíclica e monotônica), a cerâmica foi examinada para excluir aquelas que apresentavam “Hertzian cracks”. As falhas monotônicas foram detectadas utilizando um aparelho de emissão acústica, com o detector acoplado na superfície da porcelana adjacente à incidência de carga. A armazenagem e a realização dos testes em meio úmido diminuíram a carga máxima de fratura, mostrando que a resistência do material diminui na presença de água. Fraturas em forma de cone ocorreram muito frequentemente com pistões de aço inoxidável, porém raramente apareceram quando o material do pistão foi alumínio, e não foram encontradas com pistões da resina G10. O estudo conseguiu,

assim, criar um teste que, segundo os autores, produziu um estado de tensão similar ao serviço clínico. Falhas nesse tipo de restauração foram sensíveis à umidade e dependentes dos agentes cimentantes, da adesão ao substrato e do material de substrato (Kelly et al., 2010).

A avaliação do modo de falha de coroas unitárias totalmente cerâmicas também foi objeto de interesse de outros dois estudos recentes (Lorenzoni et al., 2010; Silva et al., 2011). O primeiro (Lorenzoni et al., 2010) utilizou restaurações de três sistemas (um a base de alumina infiltrada; outro a base de Y-TZP, e um metalocerâmico) cimentadas em uma réplica de um preparo de primeiro molar superior feita com resina composta para avaliar, além do modo de falha, a influência da configuração da infra-estrutura na resistência. Para cada sistema, foram produzidas infra-estruturas com duas diferentes configurações: uma padronizada, com 0,5 mm de espessura ao longo de todo o contorno, e outra modificada, adicionando-se 1 mm de espessura na margem lingual, com 2 mm de altura que se estendeu para as proximais. Todas as coroas foram sujeitas a um teste de fadiga por 10^6 ciclos no centro da superfície oclusal, que era interrompido a cada 125.000 ciclos para a inspeção dos corpos de prova. As coroas que sobreviveram tiveram sua subsuperfície analisada em estereomicroscópio. Os resultados da análise realizada (módulo de Weibull) demonstram maiores valores de fadiga para as coroas metalocerâmicas, mas sem diferença entre as configurações das infra-estruturas utilizadas. Essa semelhança também foi encontrada entre as configurações dos outros dois sistemas. A infra-estrutura de Y-TZP modificada foi a única entre as livres de metal que teve o limite de fadiga tão alto quanto as metalocerâmicas. Também, esse grupo apresentou uma região de fratura menor comparado ao grupo da Y-TZP com configuração padronizada. O único grupo que apresentou fratura catastrófica foi o formado por infra-estrutura de alumina infiltrada, demonstrando que esta é mais propensa a falhas que se iniciam na

superfície de cimentação (sujeita a tensões de tração). No entanto, esse sistema apresentou limite de fadiga estatisticamente semelhante ao sistema à base de Y-TZP, mais susceptível ao lascamento. O outro estudo (Silva et al., 2011), muito semelhante ao primeiro, restringiu-se à avaliação somente das restaurações unitárias totalmente cerâmicas a base de zircônia, variando também a configuração da infra-estrutura. A configuração modificada foi feita aumentando-se a espessura da infra-estrutura para 1 mm nas regiões proximais, e 2,5 mm de altura na margem cervico-lingual, que se estendeu para as proximais. Todas as infra-estruturas foram recobertas por uma porcelana, padronizando-se sua espessura com um padrão de silicone, e cimentadas em uma réplica de acrílico com anatomias semelhantes baseadas em preparos de primeiro molar inferior. Para testar as propriedades mecânicas de cada configuração proposta, aplicou-se um teste monotônico e um teste de resistência ao estresse progressivo, com contatos deslizantes de forma leve, moderada ou agressiva. A configuração padrão resistiu a uma maior força monotônica antes de falhar (1134 ± 182 N), comparada à configuração modificada (767 ± 154 N). Nesse tipo de teste, todas as falhas ocorreram por delaminação da cerâmica de cobertura. O grupo com configuração modificada apresentou resultados com maior confiabilidade comparado ao grupo padrão. Também, a exemplo do estudo anterior, a configuração modificada gerou fraturas por contato em menor área, porém mais extensas para o interior da porcelana de cobertura, expondo a infra-estrutura. Contrariamente, a configuração padrão apresentou predominância de fraturas da porcelana em maior área comparado ao grupo anterior. Segundo o autor, os tipos de falha encontrados no experimento, com origem abaixo da aplicação da carga, são danos operacionais para esse tipo de coroa. Além disso, a alta dureza do aplicador de carga (esfera de carbeto de tungstênio) apenas altera ligeiramente a taxa de início da fratura, comparado a aplicadores com módulo de elasticidade menores.

2.4 Análise complementar para compreensão do desempenho das restaurações cerâmicas: Análise por Elementos Finitos (AEF)

Uma ferramenta bastante utilizada dentro da engenharia que passou a ser adotada para a compreensão de certos fenômenos na odontologia é a AEF (Dejack et al., 2003; Imanishi et al., 2003; De Jager et al., 2005; Rekow et al., 2006; Bonfante et al., 2010; Rafferty et al., 2010). Em 2007, Anusavice et al. realizaram uma revisão de literatura, com artigos publicados entre 1980 e 2006, questionando a relevância de certos testes mecânicos e físicos para predizer o comportamento clínico das próteses cerâmicas. Testes biomecânicos e análises podem reduzir muito a quantidade de estudos clínicos que buscam caracterizar por completo o comportamento dos sistemas de próteses. Independente do teste que se pretende aplicar, é importante buscar reproduzir com o máximo de fidelidade uma situação clínica, o que é muito difícil e trabalhoso. Os mecanismos de fratura das cerâmicas foram melhores entendidos após o desenvolvimento de alguns métodos e técnicas de análises, como a fractografia e a análise por elementos finitos. A primeira proporciona a identificação da origem de uma fratura e a mensuração do tamanho da falha crítica, além de permitir o cálculo do estresse de fratura em restaurações clínicas que falharam. Além disso, mostra os tipos de falhas comumente encontradas clinicamente, e os locais mais críticos para isso ocorrer. A segunda análise (AEF) constitui uma ótima ferramenta em virtude da capacidade em predizer o comportamento mecânico e estrutural dos materiais, sendo capaz de analisar diferentes formas, variar carga aplicada e características elásticas dos componentes do experimento. Apesar disso, os resultados dessa análise pode, por vezes, diferir dos achados clínicos, uma vez que não há a possibilidade de incluir em análises computacionais certas variáveis como cáries, traumas ou tensão residual proveniente da incompatibilidade entre

materiais. Em restaurações de várias camadas de materiais (metalocerâmica ou ceramo-cerâmica), a formação de trinca pode resultar de 3 fatores principais: incompatibilidade entre coeficientes de contração térmico, impróprio processamento térmico e impróprio formato da prótese. Para uma boa união entre cerâmica de cobertura e de infra-estrutura, é necessário suficiente molhabilidade e adesão dos dois componentes. Como as próteses cerâmicas são fabricadas em condições não padronizadas, com muita variação na contração térmica, geometria final, tratamento de superfície, condição do meio, orientação da carga durante o uso clínico, entre outros, os autores constataram que fica muito difícil correlacionar resultados obtidos nos testes *in vitro* e os encontrados clinicamente.

A AEF é uma ferramenta já utilizada por alguns estudos para verificar a distribuição de tensões em coroas totalmente cerâmicas (Imanishi et al., 2003; De Jager et al., 2005; Rekow et al., 2006; Bonfante et al., 2010; Rafferty et al., 2010). Um desses estudos avaliou coroas totalmente cerâmicas formadas por uma e duas camadas, a partir de um modelo representando um primeiro molar inferior. As coroas totalmente cerâmicas foram desenhadas com 1,5 mm de espessura na superfície oclusal e 1,2 mm de espessura na margem cervical. As propriedades das cerâmicas Dicor e Empress foram utilizadas na simulação de coroas com uma camada, enquanto que restaurações de duas camadas foram feitas com os sistemas In-Ceram e Empress 2, que combinam uma cerâmica de infra-estrutura de maior resistência com uma porcelana de cobertura. Quatro tipos de carga foram aplicados, sendo a primeira vertical simulando a força máxima de mordida, de 600 N, em 8 pontos diferentes (75 N em cada ponto de contato), e as demais aplicadas em 3 direções diferentes simulando os contatos durante a mastigação (em 3 pontos, com 75 N em cada ponto). Todos os tipos de restaurações apresentaram distribuição de tensões semelhante frente à simulação de força máxima

de mordida, com tensão máxima concentrada ao redor da aplicação da carga (Imanishi et al., 2003).

Outros dois estudos (Rekow et al., 2006; Rafferty et al., 2010) utilizaram a análise por elementos finitos para investigar as diferentes variáveis que podem influenciar na magnitude da tensão máxima principal em um sistema coroa/cimento/dente. Rewok et al. (2006) utilizaram um modelo estilizado axi-simétrico para avaliar as variáveis coroa (material, espessura e inclinação de cúspide), cimento (tipo e espessura), estrutura de suporte (dentina ou metal) e localização da aplicação da carga (central ou ponta de cúspide). As cargas, sempre de 200 N, foram aplicadas em uma área circular com diâmetro de 1 mm. A interação dos valores de tensão máxima principal de todas variáveis consideradas foi analisada, gerando 128 combinações. A menor tensão máxima principal (73,7 MPa) foi obtida para a coroa de vidro cerâmico (1 mm de espessura), com ângulo de cúspide alto (20°), camada de cimento espessa (100 µm) e com alto módulo de elasticidade (fosfato de zinco), suporte metálico e sujeitas a uma carga central. Enquanto isso, a maior tensão máxima principal (214 MPa) foi encontrada em coroas de zircônia (0,8 mm de espessura), com ângulo de cúspide baixo (15°), fina camada de agente cimentante (80 µm) de baixo módulo de elasticidade (resina), em uma estrutura de suporte com baixa rigidez (dentina), sujeito a carga na cúspide. Dentre todos os fatores avaliados na pesquisa, os dois que demonstraram ter maior impacto para o sistema foram o material e a espessura da coroa. A cerâmica de maior rigidez levou a uma maior concentração de tensão na coroa, enquanto que o material de menor rigidez transferiu boa parte dessa tensão para o cimento e substrato. Quanto à espessura, o aumento desta provocou uma diminuição da concentração de tensão no material. Outro fator que contribuiu, mas em menor escala que material e espessura, foi o local de aplicação da carga: o deslocamento desta do centro do longo eixo para a ponta de cúspide aumentou as tensões no interior da coroa. Rafferty et al. (2010)

investigaram as variáveis que podem influenciar no desempenho clínico das coroas livres de metal, utilizando modelos anatomicamente corretos, sem simplificações. Para isso, os autores importaram as dimensões de um primeiro molar inferior usando um software para CAD, reduzindo a coroa para simular o preparo. Os parâmetros estudados foram altura das paredes proximais, posição da carga, espessura da cerâmica de infra-estrutura, espessura de cimento, módulo elástico do cimento e material de infra-estrutura. O menor valor de tensão máxima principal na camada de cerâmica de cobertura foi observado na configuração com paredes interproximais sem grande redução, sem componentes de carga horizontal, espessura de cerâmica de infra-estrutura de 0,5 mm, espessura de cimento de 0,05 mm, módulo de elasticidade do cimento de 5 GPa e infra-estrutura de zircônia. A maior tensão máxima principal foi obtida com a configuração com paredes interproximais sem grande redução, presença de componentes de carga horizontal, espessura de cerâmica de infra-estrutura de 0,5 mm, espessura de cimento de 0,2 mm, módulo de elasticidade do cimento de 40 GPa e infra-estrutura de zircônia. As variáveis de maior influência foram tipo de carga, módulo do cimento e espessura de cimento. A variação da espessura da cerâmica de infra-estrutura de 0,5 mm para 1 mm não resultou em diferença estatisticamente significativa nos valores de tensão.

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos desse trabalho foram:

- a) Verificar através da análise por elementos finitos (AEF) a distribuição de tensões em restaurações totalmente cerâmicas variando-se a angulação do preparo coronário e a configuração da infra-estrutura. A hipótese a ser testada é de que diferentes angulações de preparo e diferentes configurações de infra-estrutura resultam em valores e distribuição de tensões diferentes para cada grupo experimental, sugerindo o comportamento do sistema frente à carga aplicada no teste *in-vitro*;
- b) Avaliar a influência da angulação do preparo coronário e da modificação na configuração da infra-estrutura na resistência à carga compressiva de restaurações totalmente cerâmicas, testando a hipótese de que os valores de resistência à compressão variam de acordo com esses dois fatores;
- c) Verificar a influência do envelhecimento por fadiga mecânica na resistência de restaurações totalmente cerâmicas, testando a hipótese de que a fadiga cíclica provoca uma diminuição nos valores de resistência.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

Os materiais utilizados para a realização do presente estudo estão descritos no quadro 1.

Quadro 1- Nome comercial, fabricante e descrição dos materiais utilizados

(continua)

Material	Fabricante	Descrição
Vita In-Ceram YZ	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha	Cerâmica densamente sinterizada à base de zircônia parcialmente estabilizada com ítria, indicada para infra-estruturas de PPFs
Vita VM9	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha	Porcelana feldspática indicada para recobrimento de infra-estruturas de zircônia (CET de aprox. 10,5)
Vita Modeling Liquid	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha	Líquido indicado para misturar com o pó da porcelana formando uma pasta manipulável
Coloring Liquid	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha	Líquido utilizado para pigmentar as infra-estruturas de zircônia na coloração desejada
NEMA graduação G10	International Paper, Hampton, SC, EUA	Resina epóxica reforçada por fibras de vidro
Aquasil Easy Mix Putty e Aquasil Low Viscosity	Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil	Silicone polimerizado por reação de adição
CAM-base	Dentona AG, Dortmund, Alemanha	Gesso tipo IV especial para CAD-CAM

Quadro 1- Nome comercial, fabricante e descrição dos materiais utilizados

(conclusão)

Material	Fabricante	Descrição
Cylinder pointed bur e step bur	Sirona, Bensheim, Alemanha	Pontas diamantadas para usinagem pelo sistema CAD-CAM
Condicionador de porcelanas	Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil	Ácido fluorídrico a 10%
Panavia F	Kuraray, Tóquio, Japão	Cimento resinoso dual que contém monômero fosfatado (MDP)
Monobond S	Ivoclar Vivadent, Schaan, Luxemburgo	Agente de união a base de silano
Aplicador Microbrush KG	KG Sorensen, Cotia, Brasil	Pontas aplicadoras de uso odontológico
Pontas diamantadas 720 G e 720 F para PM	KG Sorensen, Cotia, Brasil	Pontas diamantadas para acabamento de porcelana

4.2 Métodos

4.2.1 Análise elementar e microestrutural dos materiais

Foram fabricados 3 corpos de prova (CP) de cada cerâmica - Vita In-Ceram YZ (YZ) e Vita VM9 (VM9) - objetivando determinar as características microestruturais dos materiais. Para o sistema YZ, blocos de 14 mm x 15 mm x 20 mm foram seccionados em uma cortadeira de precisão (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, EUA), regularizados com lixas de granulação decrescente, de 400 até 1200 (CarbiMet 2, Buehler, Illinois, USA) e lavados em banho ultrassônico com álcool isopropílico durante 8 minutos. Imagens em um microscópio eletrônico de varredura (MEV – JEOL Ltd, JSM 5600LV, Tóquio, Japão) foram obtidas da superfície dos CP pré-sinterizados num aumento de

10.000× pelo modo de elétrons secundários (SEI). Após isso, o material foi sinterizado no forno Vita Zyrcomat T (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) de acordo com as orientações do fabricante.

Corpos de prova de VM9 foram obtidos a partir de uma mistura de pó de porcelana e o líquido de modelar recomendado pelo fabricante. A mistura foi aplicada em uma matriz de silicone polimerizado por reação de adição apoiada sobre uma placa de vidro, usando vibração para acomodar o material e auxiliar na remoção do excesso de água com lenço de papel absorvente (Softy's, Melhoramentos Papéis, Caieiras, SP, Brasil). O CP "verde" foi removido da matriz e sinterizado de acordo com as recomendações do fabricante no forno VITA Vacumat 600 MP (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha). Simulando as condições de uso, os CP de YZ foram submetidos ao mesmo ciclo de aquecimento aplicado à porcelana de cobertura. Para a regularização da superfície, os CP de VM9 passaram pela mesma sequência de lixas aplicada à cerâmica YZ. Após o lixamento, os CP de VM9 foram submetidos a um *annealing* no intuito de aliviar possíveis tensões residuais existentes, aquecendo-os até uma temperatura de 50°C acima da T_g (temperatura de transição vítrea) da cerâmica por um tempo de 15 minutos (Della Bona, 2009). Como a T_g da Vita VM9 é de 600°C, a temperatura de *annealing* foi 650°C. Para melhor observar a diferença de fases existentes na porcelana de cobertura (Della Bona, 2009), a superfície foi levemente condicionada com ácido fluorídrico 10%, por um tempo de 5 segundos. O aspecto final dos CP está ilustrado na figura 1. A análise da microestrutura das cerâmicas sinterizadas foi realizada em MEV, onde foram obtidas imagens por elétrons secundários (SEI) da cerâmica YZ e em elétrons retroespalhados (BSE) da cerâmica VM9, além de quantificações dos elementos constituintes por meio de espectroscopia por energia dispersiva (EDS).

Três imagens representativas da cerâmica YZ foram empregadas para a determinação do tamanho dos cristais de zircônia

formadores do material, por meio do programa ImageJ (National Institute of Health, Bethesda, Maryland, Estados Unidos). Para isso, as imagens foram transformadas em binárias e os contornos dos cristais foram fechados permitindo que o programa interpretasse cada um como um objeto único (Figura 2). Com as imagens tratadas, realizou-se a medida do diâmetro de Feret, que indica a distância entre duas retas paralelas que tangenciam o objeto, excluindo os cristais dispostos nas bordas da imagem. Foram realizadas medidas em 184 cristais na 1º imagem, 133 cristais na 2º imagem e 106 cristais na 3º imagem, o que totalizou em 423 medidas, das quais se obteve média e desvio padrão, indicando o tamanho médio do cristal do material.

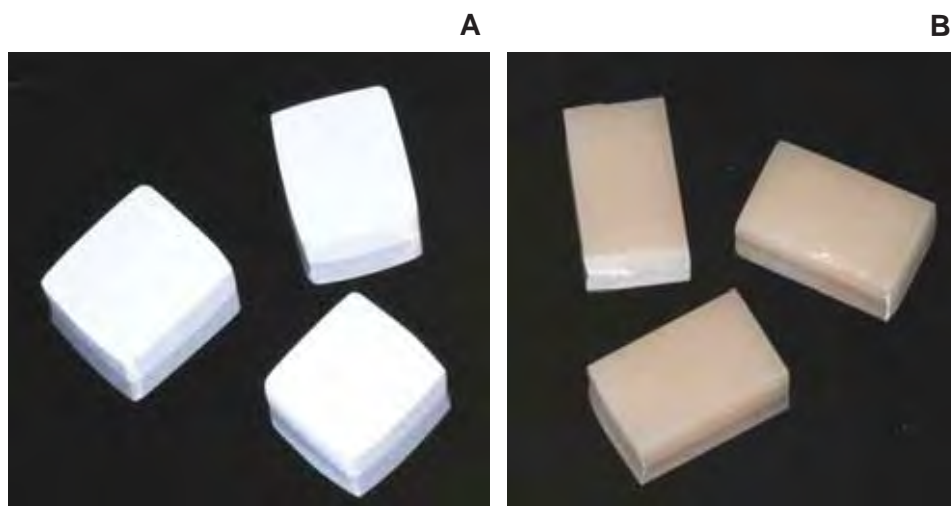


Figura 1 – Aspecto final dos corpos de prova de YZ (A) e VM9 (B) prontos para a caracterização.

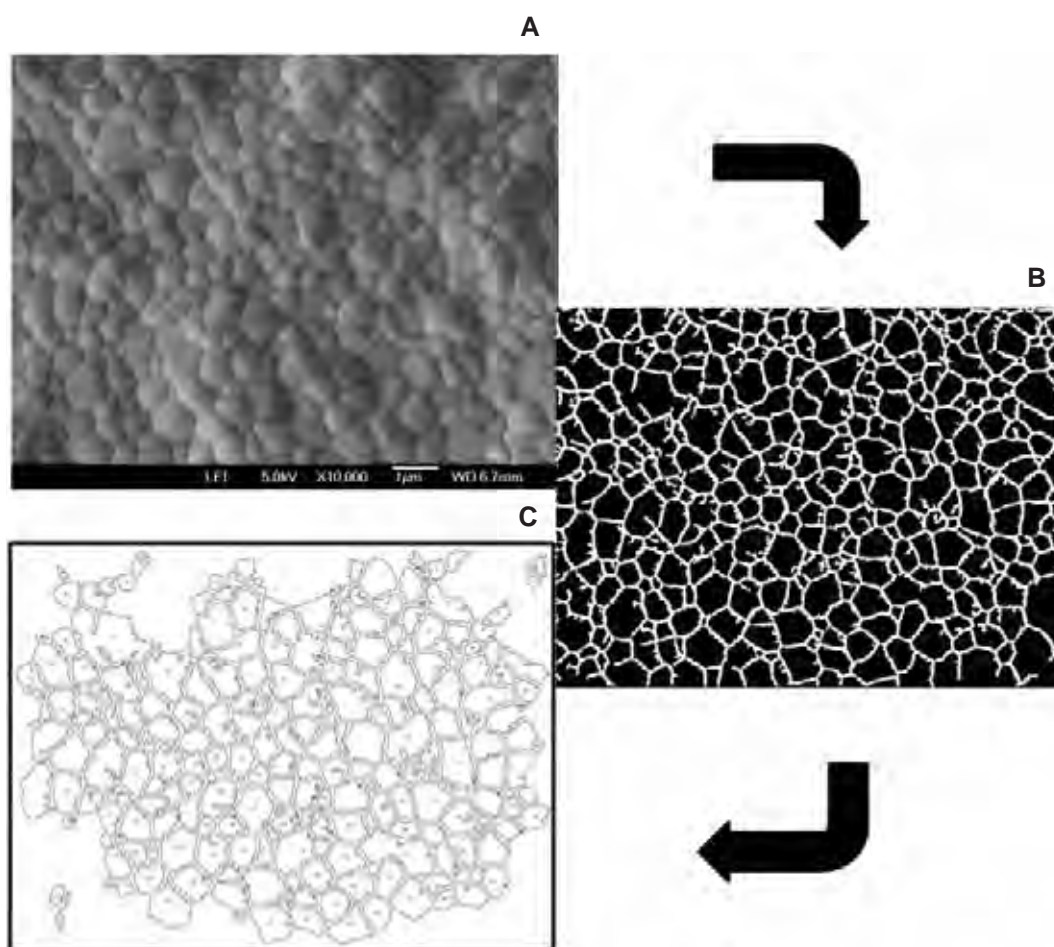


Figura 2 – Tratamento realizado nas imagens da cerâmica YZ: A) Imagem do material em MEV; B) Imagem transformada em binária e tratada para a determinação dos limites dos cristais; C) Contagem dos cristais.

4.2.2 Determinação da densidade (ρ), módulo de elasticidade (E) e razão de Poisson (ν)

Para obtenção da densidade aparente e das constantes elásticas (E e ν) das cerâmicas YZ e VM9 foram utilizados 5 corpos de prova (CP) de cada material em forma de disco, com espessura aproximada de 2 mm, medida com um paquímetro digital (156-101, Mitutoyo, Japão). Primeiramente, determinou-se a densidade por meio do princípio de Arquimedes, seguindo a norma ASTM B962 (2008). As

massas dos CP secos e imersos em água destilada foram medidas em uma balança analítica (H35AR, Mettler, Zurique, Suíça). A partir disso, a densidade foi calculada a partir da seguinte equação (1):

$$\rho = \frac{m_{ar}}{m_{ar} - m_{\acute{a}gua}} \cdot \rho_{\acute{a}gua} \quad (1)$$

onde m_{ar} e $m_{\acute{a}gua}$ são as massas do CP medidas no ar e imerso em água destilada, respectivamente, e $\rho_{\acute{a}gua}$ é a densidade da água na temperatura em que as medidas foram realizadas.

O módulo de elasticidade (E) e a razão de Poisson (ν) foram avaliados pelo método dinâmico em um aparelho de transmissão de ondas ultra-sônicas (pulso-eco) (pulser-receiver 5900PR, Panametrics, Waltham, MA, USA), com o auxílio de dois transdutores de onda, um longitudinal (V208-RM, Panametrics, Waltham, MA, EUA) e outro transversal (V222-BB-RM, Panametrics, Waltham, MA, EUA), ambos de 20 MHz. O tempo de vôo do pulso ultra-sônico foi determinado em um osciloscópio (TDS 1002, Tektronix, Beaverton, OR, EUA). As equações 2 e 3 foram utilizadas para o cálculo das velocidades longitudinal e transversal do pulso ultra-sônico:

$$V_T = \frac{2b}{t_T} \quad (2)$$

$$V_L = \frac{2b}{t_L} \quad (3)$$

onde V é a velocidade, b é a espessura da amostra e t é o tempo de vôo do pulso ultra-sônico. Os subscritos T e L referem-se às ondas transversal e longitudinal, respectivamente.

Calculou-se, assim, o módulo de elasticidade e a razão de Poisson de acordo com as fórmulas propostas na norma ASTM E 494-95 (2001):

$$E = \rho \cdot \left(\frac{3 \cdot V_T^2 \cdot V_L^2 - 4 \cdot V_T^4}{V_L^2 - V_T^2} \right) \quad (4)$$

$$\nu = 0,5 \cdot \frac{V_L^2 - 2 \cdot V_T^2}{V_L^2 - V_T^2} \quad (5)$$

onde ρ é a densidade.

4.2.3 Análise por elementos finitos (AEF)

Simulações por AEF foram realizadas com o objetivo de avaliar a distribuição de tensões nas restaurações cerâmicas cimentadas em preparos com diferentes angulações. O desenho dos modelos buscou simular preparos simplificados de um primeiro molar inferior, no intuito de isolar o fator em estudo (angulação). Como descrito na figura 3, os preparos tiveram 8 mm de diâmetro na base, 6 mm de altura de base, 6 mm de altura do preparo, término cervical em formato de ombro arredondado (raio de curvatura de 0,5 mm), com 1,2 mm de espessura de desgaste nessa região, ângulos internos arredondados e angulação do preparo variável de acordo com cada grupo. Os grupos G6, G12 e G20 foram compostos de preparos coronários com ângulos de convergência total de 6°, 12° e 20°, respectivamente. Para esses três modelos, a espessura da infra-estrutura (IE) manteve-se uniforme com 0,5 mm nas paredes laterais e 0,7 mm na porção oclusal. O grupo G20MOD, contrariamente aos três anteriores, simulou um preparo coronário com

angulação de 20°, mas com essa angulação compensada pela anatomia externa semelhante à IE do grupo G6 (Figura 4). Em todos os modelos, a espessura de cimento foi simulada em 100 µm (Mou et al., 2002) e o *design* externo das coroas, proporcionada pela cerâmica de cobertura, foi igual independentemente da angulação. Simulando as condições do ensaio, os modelos foram inseridos em uma base de aço inoxidável. O desenho dos modelos foi realizado em um programa de modelagem 3D (Rhinceros 4.0, Seattle, USA), e exportado para um software de simulação (Ansys, Canonsburg, USA), onde foi inserido as propriedades dos materiais (módulo de elasticidade e Razão de Poisson) de acordo com a tabela 1. Todos os contatos foram considerados unidos (*bonded*), e todos os materiais isotrópicos, homogêneos, e de comportamento elástico linear. Uma malha composta por elementos predominantemente tetraédricos foi gerada automaticamente, após ser selecionado um tamanho aproximado de elementos de 0,1 mm. O número de nós e de elementos que formaram cada um dos modelos estão expostos na tabela 2. A base de apoio foi considerada fixa (sem movimento), e a tensão foi gerada a partir da aplicação de uma carga dentro do limite elástico do material (1000 N) exatamente no centro da superfície oclusal da coroa, em uma área de 0,03 mm². Realizaram-se três tipos de análise: Von Mises e deformação total, para verificar o padrão de distribuição de tensões e a coerência da simulação, e Tensão Máxima Principal (TMP), para diferenciar as áreas de tração e compressão, bem como fazer análises dos materiais friáveis. Os resultados de TMP e de distribuição de tensões ao longo das coroas foram comparados entre os grupos.

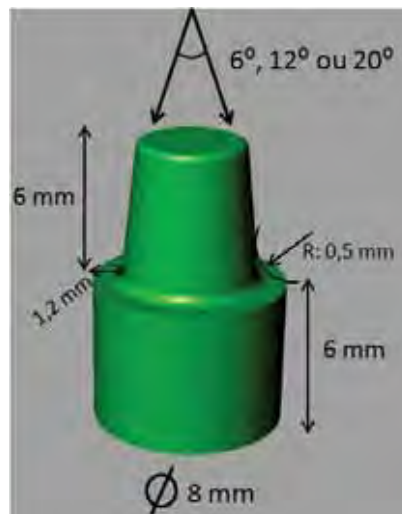


Figura 3 - Configuração do preparo coronário.

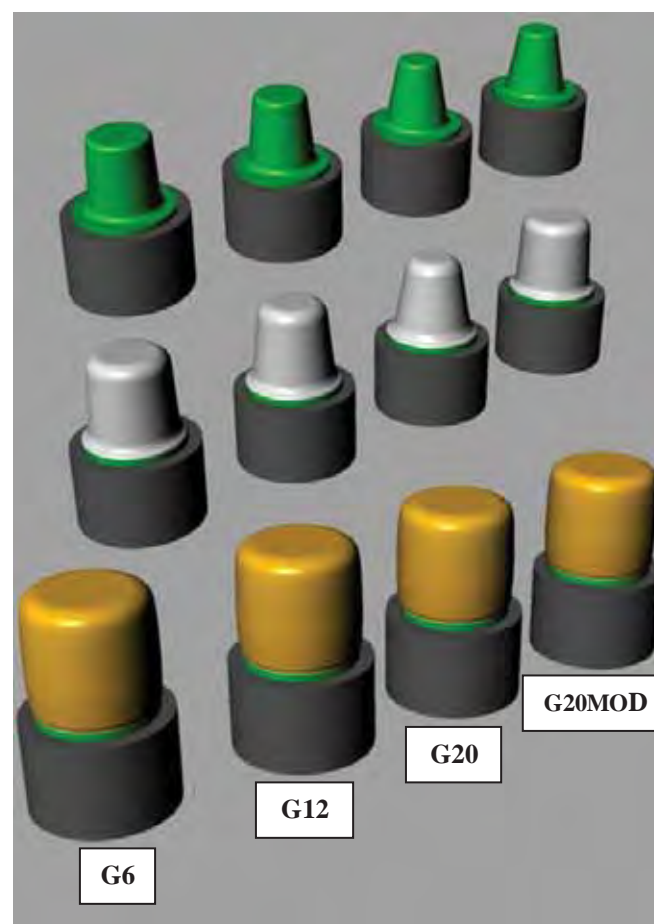


Figura 4 – Desenho esquemático dos grupos de estudo (de cima para baixo): diferença nas angulações do preparo (verde), diferença nas configurações externas da cerâmica de IE (cinza) e anatomia externa após a cobertura com porcelana (dourado).

Tabela 1 - Módulo de elasticidade (E) e razão de Poisson (ν) dos materiais utilizados na AEF

Material	E (GPa)	ν
Cerâmica a base de zircônia estabilizada por ítria	208	0,31
Porcelana feldspática de cobertura	67	0,21
Cimento resinoso ^a	3,0	0,35
Resina epóxica reforçada por fibra de vidro (G10) ^a	14,9	0,31
Aço inoxidável da base ^b	200	0,3

^a Yi e Kelly (2008)

^b Necchi et al. (2008)

Tabela 2 - Número total de nós e elementos que constituíram cada um dos modelos (grupos)

Grupo	Nós	Elementos
G6	548382	314910
G12	529666	304595
G20	509226	293067
G20MOD	521248	299740

4.2.4 Avaliação da influência da angulação do preparo coronário na resistência da restauração

Para verificar a influência da angulação axial do preparo coronário na resistência de coroas unitárias livres de metal a uma carga compressiva, foram obtidos preparos padronizados em um torno mecânico. O material de eleição para o substrato foi uma resina epóxica reforçada por fibras de vidro, por possuir módulo de elasticidade semelhante ao da dentina hidratada (Kelly et al., 2010). As dimensões do preparo seguiram rigidamente às utilizadas no desenho do modelo para a

simulação em AEF descrito anteriormente. Os grupos experimentais foram divididos de acordo com o ângulo de convergência oclusal total (COT), equivalente à soma das duas paredes opostas do preparo, e a presença ou não de ciclagem mecânica (CM):

- G6 (n= 10) – COT de 6°, anatomia da infra-estrutura padrão, com espessura uniforme de 0,5 mm nas paredes laterais e 0,7 mm na parede oclusal. Ausência de CM;
- G6c (n= 10) – Mesmo que o G6, mas com envelhecimento por CM;
- G12 (n= 10) – COT de 12°, anatomia da infra-estrutura padrão, com espessura uniforme de 0,5 mm nas paredes laterais e 0,7 mm na parede oclusal. Ausência de CM;
- G12c (n= 10) – Mesmo que o G12, mas com envelhecimento por CM;
- G20 (n= 10) – COT de 20°, anatomia da infra-estrutura padrão, com espessura uniforme de 0,5 mm nas paredes laterais e 0,7 mm na parede oclusal. Ausência de CM;
- G20c (n= 10) – Mesmo que o G20, mas com envelhecimento por CM;
- G20MOD (n= 10) – COT de 20°, anatomia externa da infra-estrutura compensando a inclinação nas paredes laterais, semelhante à infra-estrutura do G6. Ausência de CM;
- G20cMOD (n= 10) – Mesmo que o G20MOD, mas com envelhecimento por CM;

O delineamento experimental está descrito na figura 5.

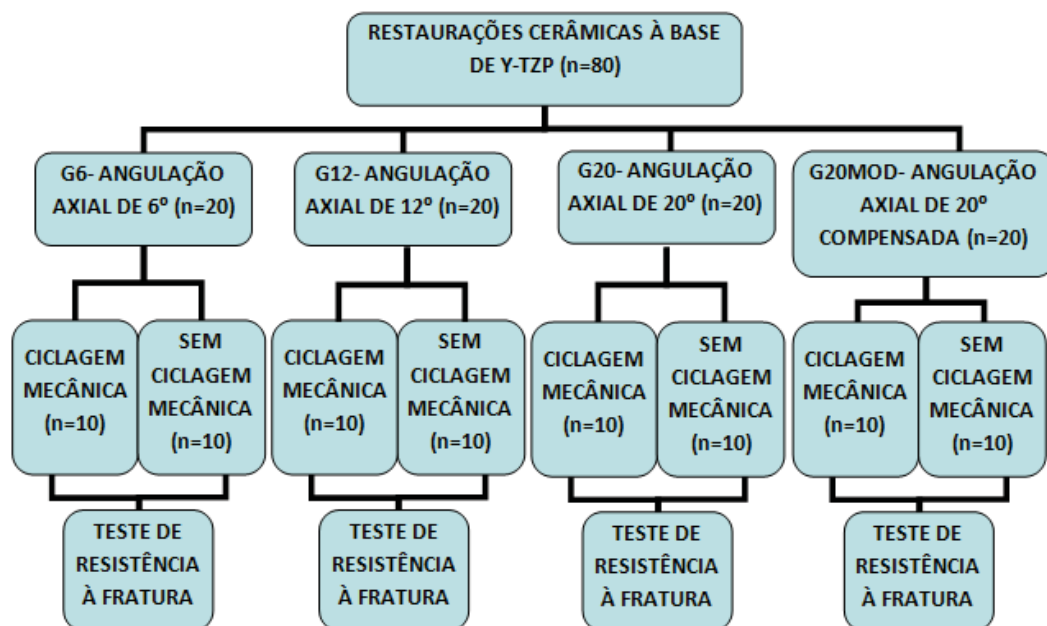


Figura 5 – Gráfico ilustrativo detalhando a divisão dos grupos do estudo.

4.2.4.1 Obtenção das infra-estruturas (IE)

Um preparo representativo de cada uma das angulações do estudo foi selecionado para a obtenção do modelo em gesso utilizado na confecção das IE das restaurações (Figura 6). Para isso, cada preparo foi moldado com silicone polimerizado por reação de adição pela técnica da dupla moldagem, para, em seguida, confeccionar-se modelos com gesso tipo IV especial para CAD-CAM. Os modelos foram recortados e escaneados pelo sistema de usinagem CAD-CAM Cerec inLab (Sirona Dental Systems, Charlotte, NC, EUA), posicionando-se cada modelo individualmente no interior do aparelho, o que gerou uma imagem tridimensional. A partir disso, foi delimitado o término cervical do preparo coronário (Figura 7), e as IE foram geradas automaticamente pelo software (InLab 3D versão 2.90, Sirona) com espessura uniforme de 0.5 mm nas paredes laterais e 0,7 mm na parede oclusal. Para a usinagem

das peças do grupo G20MOD, as IE foram modificadas no programa, acrescentando mais material na região lateral no intuito de compensar a angulação do preparo. Para iniciar o procedimento de usinagem, cada bloco de In-Ceram YZ 20/15 foi posicionado na máquina de CAD-CAM e desgastado por duas pontas diamantadas sob intensa refrigeração (Figura 8). A usinagem das IE de cada grupo iniciou com brocas novas. Após as usinagens, as IE foram separadas do restante dos blocos com a utilização de uma ponta diamantada 3069 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) em alta rotação.



Figura 6 – Preparos realizados em resina epóxica reforçada por fibras de vidro.

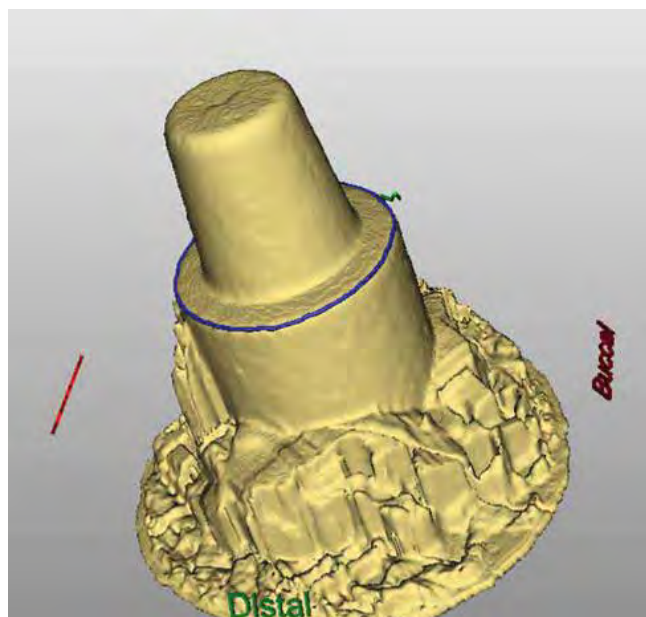


Figura 7 – Imagem 3D gerada pelo software do sistema CAD-CAM.

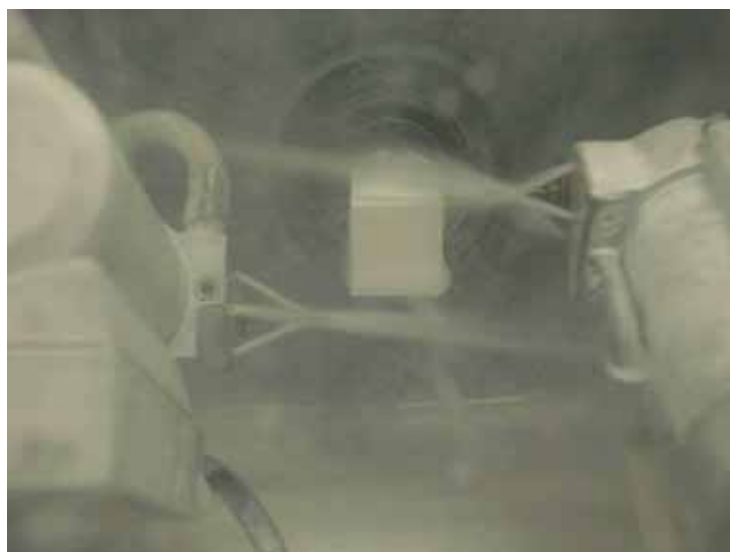


Figura 8 – Usinagem das infra-estruturas.

Previamente à sinterização das IE, realizou-se a aplicação do Coloring Liquid – cor LL1, seguindo as orientações do fabricante. Para isso, as IE foram limpas em banho ultrassônico com água destilada durante 8 minutos, posicionadas sobre gaze para a secagem e levadas ao forno VITA Vacumat 600 para a realização da queima de limpeza indicada

pelo fabricante (Figura 9 e Quadro 2), no intuito de remover da subestrutura resíduos do líquido de refrigeração e lubrificação.

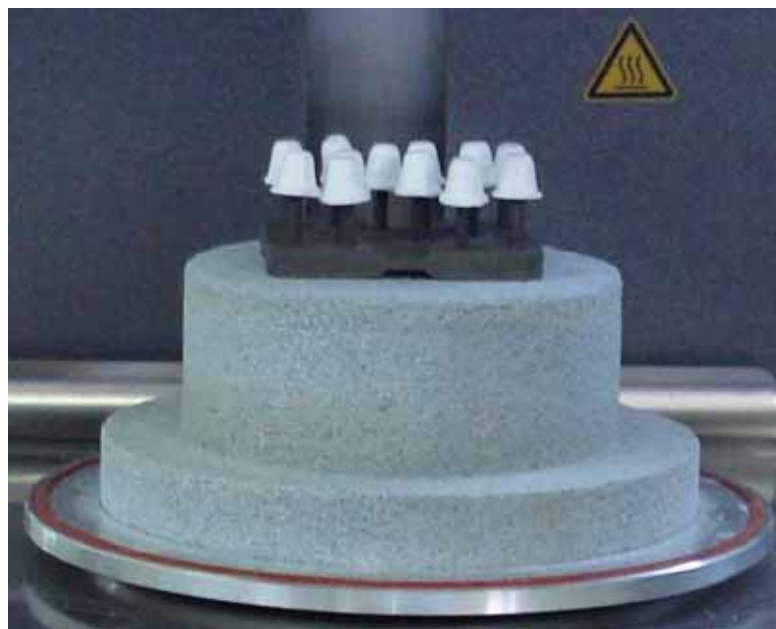


Figura 9 - Coroas pré-sinterizadas posicionadas para a queima de limpeza.

Após o ciclo de limpeza, aguardou-se por um tempo de 20 minutos até o completo resfriamento das IE para que elas pudessem ser removidas do forno. Em seguida, as estruturas foram mergulhadas em um recipiente contendo o Coloring Liquid por um tempo de 2 minutos (Figura 10). Passado esse tempo, elas foram removidas e posicionadas sobre lenço de papel absorvente para o completo escoamento do líquido. Após a completa remoção do acúmulo de líquido, as infra-estruturas foram levadas ao forno VITA Zyrcomat T para a sinterização (Quadro 2 e Figura 11).

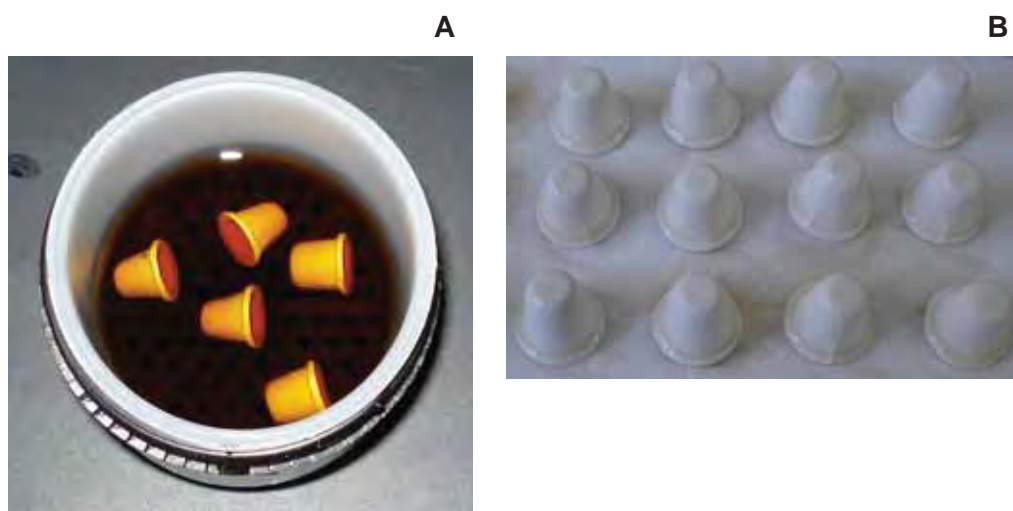


Figura 10 - IE imersas no Coloring Liquid (A) e posicionadas para o escoamento do excesso de líquido (B).

Quadro 2 – Ciclos utilizados para a cerâmica Vita YZ

CICLO	Temp. inicial °C	→ min	↗ min	↗ °C/min	Temp. aprox. °C	→ min	Vácuo min.
1. Queima de limpeza da Vita YZ	600	3,00	3.00	33	700	5.00	-
2. Ciclo de sinterização da Vita YZ	40	-	88	17	1530	120	-



Figura 11 - Aspecto das infra-estruturas logo após sinterizadas a 1530°C.

As IE sinterizadas foram removidas do forno e algumas foram selecionadas para a mensuração da espessura das paredes laterais e oclusal com o auxílio de um espessímetro (Golgran Instrumentos Cirúrgicos e Odontológicos, São Caetano do Sul, SP, Brasil). Todas as IE mensuradas apresentaram a espessura previamente estipulada no programa do CAD-CAM.

4.2.4.2 Aplicação da cerâmica de cobertura

A cobertura das infra-estruturas foi realizada por dois pesquisadores previamente calibrados em um laboratório de cerâmica, no intuito de reproduzir no estudo os passos para cobertura utilizados nos laboratórios. Uma mistura do pó da porcelana (Vita VM9 Base Dentina) com o líquido recomendado pelo fabricante foi aplicada sobre a IE sinterizada com o auxílio de um pincel, formando uma fina camada inicial (Figura 12). O excesso de líquido foi removido com lenço de papel absorvente, e a peça foi levada ao forno Vita Vacumat 40 para a realização da queima Wash (Quadro 3). Após isso, uma nova aplicação da cerâmica de cobertura foi realizada, agora em maior espessura, buscando um contorno externo. Um fio ortodôntico no formato da superfície externa das coroas, obtido a partir de um modelo-mestre, foi utilizado para que a cobertura de todas as coroas ficasse o mais semelhante possível, minimizando o procedimento de desgaste externo com brocas diamantadas (Figura 13). Essa camada de porcelana foi sinterizada com o ciclo recomendado para 1^a queima de dentina (Quadro 3). A configuração externa das restaurações foi padronizada pelo desgaste com brocas diamantadas em baixa rotação (720 G e 720 F) e espessímetro. Para todos os grupos, as coroas tiveram uma espessura total de 1,8 mm na superfície oclusal (IE - 0,7 mm; cobertura – 1,1 mm),

1,6 mm na região do término cervical da coroa (IE - 0,5 mm; cobertura – 1,1 mm), e espessura variável de acordo com a angulação do preparo coronário nas paredes laterais. Após isso, as coroas foram novamente levadas ao forno para a queima de *glaze* (Quadro 3), proporcionando o aspecto final da porcelana ilustrado na figura 14.



Figura 12 – Processo de aplicação da primeira camada de cerâmica de cobertura.



Figura 13 – Prova da cobertura na matriz obtida com um fio ortodôntico.



Figura 14 – Aspecto final das coroas após o ciclo de glaze.

Quadro 3 – Ciclos de queima utilizados para a porcelana Vita VM9, de acordo com as recomendações do fabricante

CICLO	Temp. inicial °C	→ min	↗ min	↗ °C/min	Temp. aprox. °C	→ min	Vácuo min.
1. Wash	500	2,00	8,11	55	950	1,00	8,11
2. 1ª queima de dentina	500	6,00	7,27	55	910	1,00	7,27
3. Glaze	500	4,00	5,00	80	900	1,00	-

4.2.4.3 Cimentação das restaurações

Após o processo de *glaze*, as coroas foram cimentadas nos preparos em resina epóxica para efetuar o teste de resistência à fratura por carga compressiva. Previamente a isso, as restaurações foram

lavadas em banho ultrassônico com álcool isopropílico durante 3 minutos, objetivando a remoção de contaminantes superficiais. O tratamento efetuado na resina epóxica reforçada por fibras de vidro seguiu as orientações de Kelly et al. (2010), que consiste em condicionamento com ácido fluorídrico 10% por um minuto e aplicação de agente de união silano, para promover uma ligação entre esse material e o cimento resinoso. Após isso, seguiu-se o protocolo de cimentação orientado pelo fabricante do cimento resinoso dual utilizado (Panavia F) (Figura 15), aplicando-se o adesivo do cimento (ED Primer A+B) no preparo condicionado, espatulando-se as duas pastas (A e B) e aplicando-se essa mistura no interior da coroa cerâmica. A coroa foi levada até o preparo, e uma carga de cimentação de 750 g foi aplicada na superfície oclusal do conjunto durante 1 minuto, removendo-se os excessos que restaram na região do término cervical com pontas aplicadoras *microbrush*. O cimento foi então fotopolimerizado (Radii-cal LED curing light, SDI, Victoria, Australia) por 40 segundos, sendo 20 segundos em uma face, e 20 segundos na face oposta. A polimerização foi concluída com a aplicação de um inibidor de oxigênio (Panavia F Oxiguard II) na região do término cervical, deixando o produto por um tempo de 3 minutos. Passado esse tempo, o produto foi removido e os CP foram armazenados em água destilada a 37 °C durante 24 horas e, então, separados aleatoriamente entre os grupos envelhecidos por ciclagem mecânica e os não envelhecidos.

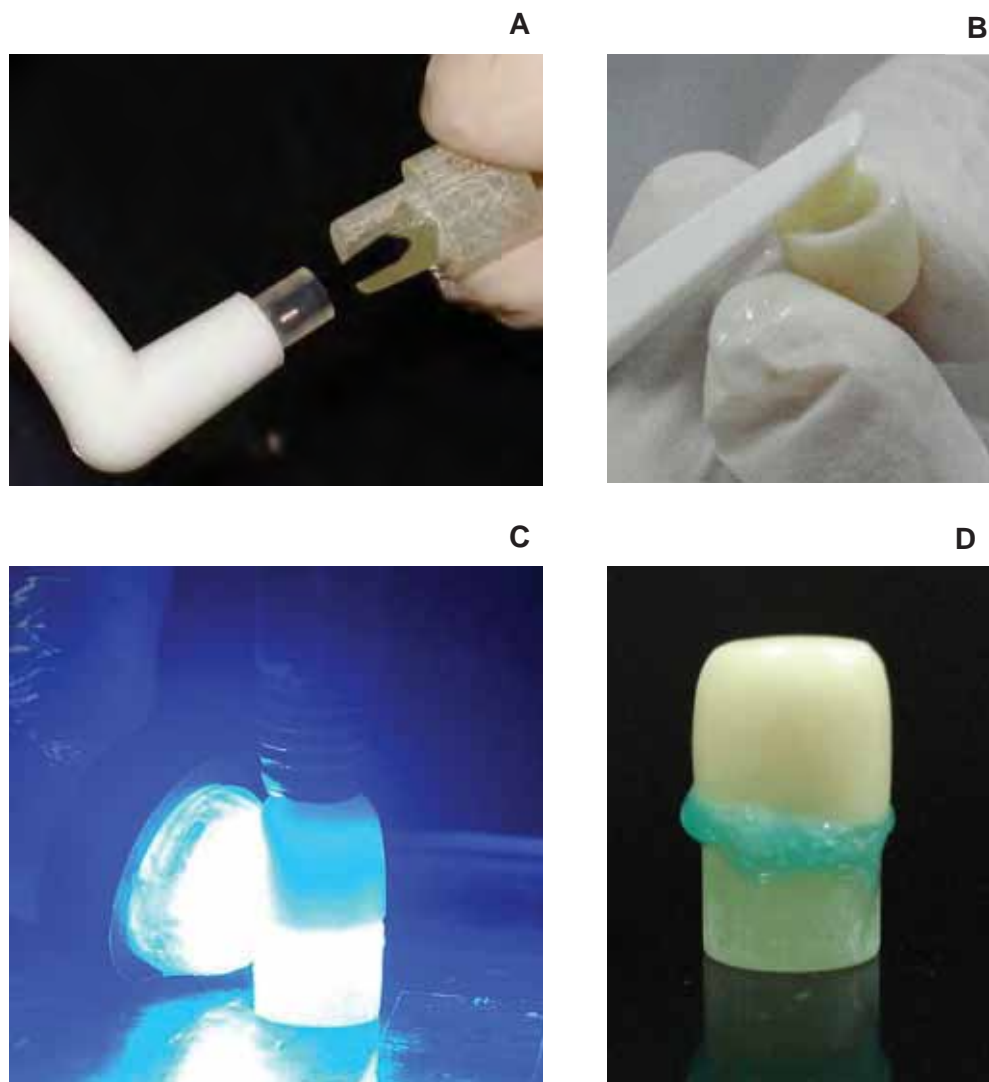


Figura 15 – Sequencia de cimentação das coroas: A) aplicação do ED Primer A+B no preparo após condicionamento com ácido fluorídrico 10% e silano; B) aplicação do cimento resinoso no interior da coroa após limpeza da superfície interna em banho ultrassônico com álcool isopropílico; C) fotopolimerização do cimento; D) aspecto do conjunto coroa/preparo com um inibidor de oxigênio aplicado visando uma melhor polimerização dessa região.

4.2.4.4 Envelhecimento dos CP

Para simular o uso clínico das restaurações cerâmicas, os CP dos grupos com envelhecimento por ciclagem mecânica foram posicionados em uma base de alumínio previamente confeccionada (Figura 16) que encaixava perfeitamente na máquina simuladora de fadiga mecânica (ERIOS ER-11000, São Paulo, Brasil). A simulação foi realizada em água destilada a 37°C, com uma frequência de 4 Hz, pressão de 2 bar, carga de 88 N e 10^6 ciclos, simulando o número de contatos efetuados em 1 ano de uso (Winkler et al., 2003). A carga foi aplicada no centro das restaurações (Figura 17) por um pistão de aço inoxidável com ponta arredondada e raio de curvatura de 1,5 mm. Visando eliminar o fator tempo de ciclagem, o grupo sem CM permaneceu armazenado em água destilada a 37°C durante o mesmo tempo do grupo envelhecido, para após isso ser realizado o teste de resistência à compressão.



Figura 16 – Corpos de prova posicionado na base de alumínio para o envelhecimento por CM.



Figura 17 – Envelhecimento dos corpos de prova.

4.2.4.5 Fratura dos CP e obtenção da carga máxima de fratura e estresse aplicado no momento da fratura

A comparação entre os diferentes grupos do trabalho foi efetuada após a obtenção da carga máxima de fratura, em Newtons (N), de cada um dos CP, através de um teste de compressão. Esse teste foi realizado em água destilada a 37°C usando uma máquina de ensaio universal (EMIC DL-1000, São José dos Pinhais, Brasil), com velocidade de 0,5 mm/min, com a carga aplicada no centro da superfície oclusal das restaurações por um pistão de aço inoxidável idêntico ao utilizado para a ciclagem (Figura 18).

Além do registro da carga de fratura, também foi realizado o cálculo do estresse aplicado no momento da fratura (em MPa), de acordo com a equação a seguir (6):

$$p = \left(\frac{3E_1}{4kr} \right)^{2/3} \frac{L^{1/3}}{\pi} \quad (6)$$

onde k foi obtido pela equação (7):

$$k = \frac{9}{16} \left[[1 - (\nu)^2] + [1 - (\nu_s)^2] \right] \frac{E}{E_s} \quad (7)$$

L = carga (N)

r = raio de curvatura da ponta do pistão aplicador (mm)

ν = razão de Poisson da superfície em que a carga foi aplicada

ν_s = razão de Poisson do aplicador

E = módulo de elasticidade da superfície em que a carga foi aplicada (MPa)

E_s = módulo de elasticidade do aplicador (MPa).



Figura 18 – Ilustração da aplicação do teste de resistência à carga compressiva.

4.2.4.6 Análise de falha

Num primeiro momento, os CP fraturados foram separados de acordo com o material envolvido: lascamento (envolvimento somente da porcelana) ou falha catastrófica (fratura da porcelana e da infra-estrutura). Essa classificação foi realizada com a ajuda de um estereomicroscópio (Zeiss Stemi 2000-C, Edmund Optics Inc., Barrington, NJ, EUA). Após foi realizada a análise fractográfica, também em estereomicroscópio, de todos os corpos de prova envolvidos no estudo. As origens das falhas foram encontradas seguindo-se as marcas deixadas pelas fraturas, mudando-se a angulação do CP e a incidência da luz do microscópio, como sugerido por Scherrer et al. (2008). Após isso, alguns CP foram selecionados para se confirmar a análise em MEV (Bonfante et al., 2010; Lorenzoni et al., 2010; Silva et al., 2011) .

4.2.4.7 Análise estatística

Os resultados obtidos por cada grupo foram comparados estatisticamente através da análise de variância (ANOVA) de 1 e 2 fatores, e o teste de Tukey, ao nível de significância de 5%. A primeira análise estatística (ANOVA 2-fatores) buscou verificar a influência dos fatores angulação do preparo coronário e ciclagem mecânica na resistência das restaurações. Para garantir a aplicação do modelo ANOVA, dois testes foram utilizados: um para verificar a normalidade dos dados (Teste de Anderson-Darling), e outro para verificar a semelhança entre as variâncias (Teste de Bartlett - homocedasticidade). A segunda análise (ANOVA 1-fator) foi aplicada no G20MOD para verificar a influência da ciclagem dentro desse grupo. A exemplo da análise anterior,

verificou-se a normalidade e a homocedasticidade dos dados previamente. Visando a comparação do grupo G20MOD com os demais grupos com infra-estrutura de espessura uniforme, realizou-se o “Pool” das variâncias de acordo com a fórmula 8.

$$S = \sqrt{\frac{S_1^2 + S_2^2}{2}} \quad (8)$$

onde

S_1^2 = variância da primeira análise, que abordou os fatores angulação e ciclagem

S_2^2 = variância da segunda análise, que avaliou o G20MOD

S = desvio padrão comum das duas análises de variância.

Após isso, efetuou-se o cálculo do grau de liberdade comum para as duas análises, de acordo com a fórmula 9.

$$gl^{n'} = \frac{(S_1^2 + S_2^2)^2}{\frac{S_1^2}{n_1} + \frac{S_2^2}{n_2}} \quad (9)$$

onde

n_1 = grau de liberdade da primeira análise

n_2 = grau de liberdade da segunda análise

$gl^{n'}$ = grau de liberdade comum das duas análises.

De posse desses dados, foi calculado o “ Δ ” para o teste de Tukey ao nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

5.1 Análises composicional e microestrutural dos materiais

A avaliação da superfície da cerâmica Vita In-Ceram YZ previamente à sinterização por meio de fotomicrografias obtidas em MEV com aumentos de 10.000x e 20.000x permitiu a observação de um material bastante poroso formado por pequenos cristais esféricos (Figura 19). Porém, a microestrutura desse mesmo material, após a sinterização, sofreu uma grande alteração volumétrica aumentando a densidade, como pode ser verificado na figura 20. A quantificação dos elementos constituintes, realizada com espectroscopia por energia dispersiva (EDS), demonstrou que a cerâmica Vita In-Ceram YZ é composta por: Zr(L)= 58,0 wt%; Y(L)= 5,4 wt%; O(K)= 36,6 wt% (Figura 21).

A determinação do diâmetro de Feret dos cristais da cerâmica Vita YZ resultou em um tamanho médio de $0,79 \pm 0,45 \mu\text{m}$. De um total de 423 cristais medidos, a variação em tamanho foi de $0,027 \mu\text{m}$ a $2,63 \mu\text{m}$.

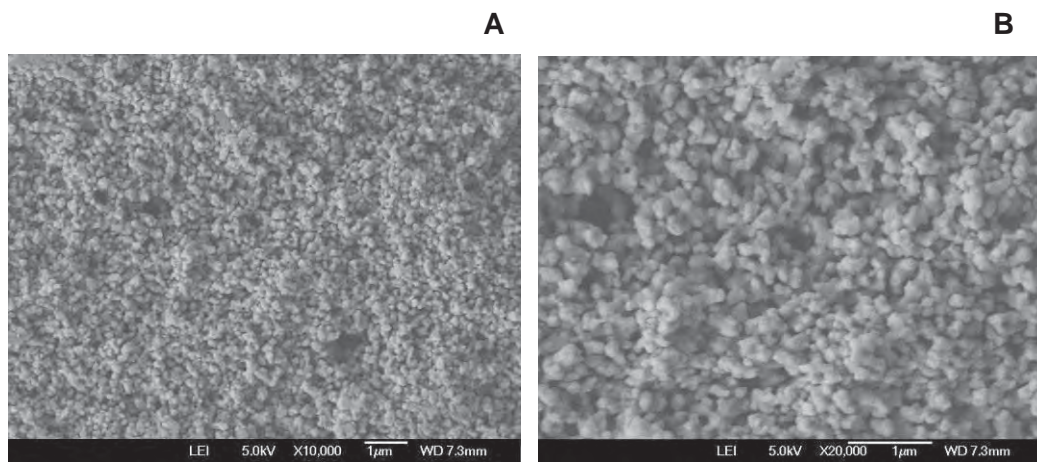


Figura 19 – Fotomicrografia em modo SEI da cerâmica Vita In-Ceram YZ previamente à sinterização nos aumentos de 10.000× (A) e 20.000× (B).

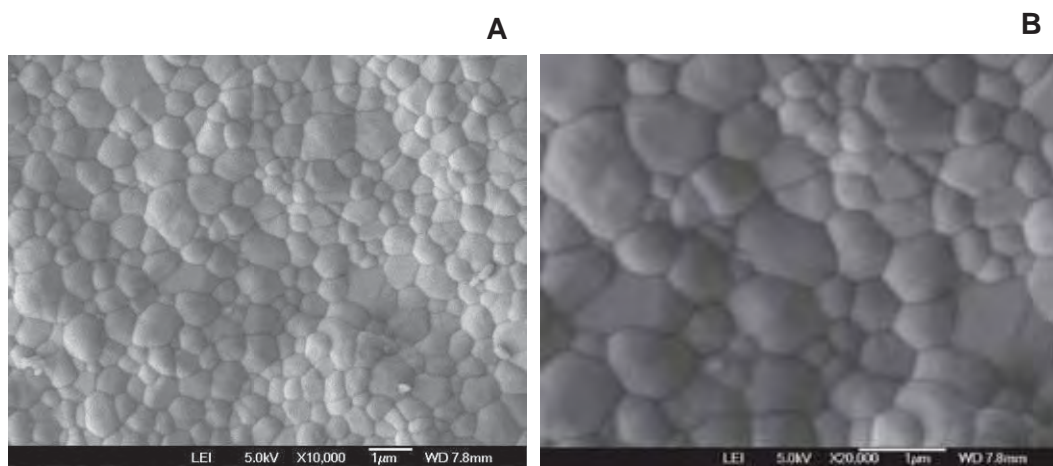


Figura 20 – Fotomicrografia em modo SEI da cerâmica Vita In-Ceram YZ após a sinterização (120 min a 1530°C) nos aumentos de 10.000× (A) e 20.000× (B).

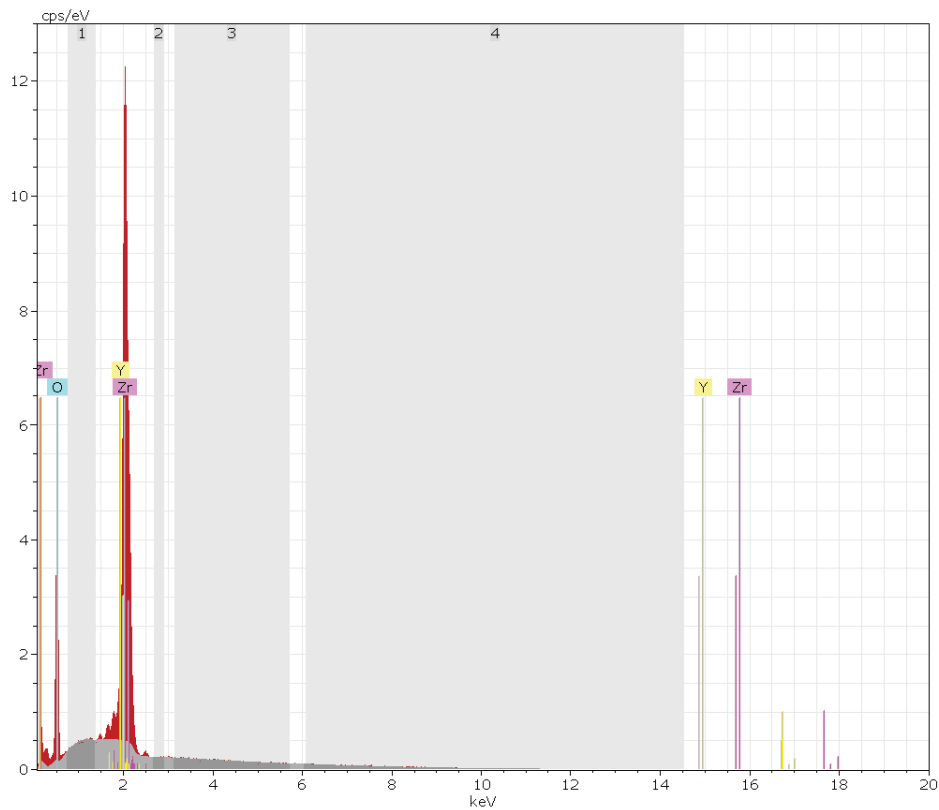


Figura 21 – Gráfico com os picos dos elementos constituintes da cerâmica Vita YZ.

O modo de obtenção das imagens da porcelana em MEV (BSE) com leve condicionamento (5 segundos) com ácido fluorídrico a 10% permitiram a diferenciação das fases do material (Figura 22). A realização do EDS demonstrou que a porcelana Vita VM9 possui a seguinte constituição: Si(K)= 29 wt%; Al(K)= 9,2 wt%; K(K)= 8,6 wt%; Na(K)= 4,7 wt%; Ba(K)= 1,6 wt%; Ca(K)= 1,5 wt%; O(K)= 45,4 wt% (Figura 23).



Figura 22 – Fotomicrografia em modo BSE da porcelana Vita VM9, destacando-se algumas características dos cristais de leucita em matriz vítrea.

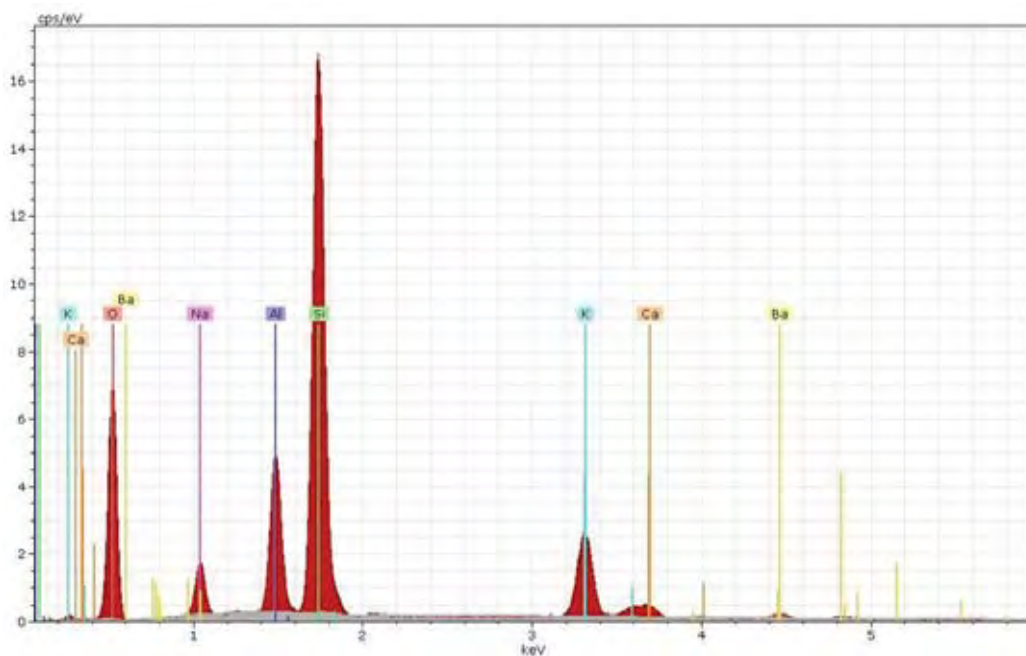


Figura 23 – Gráfico com os picos dos elementos constituintes da porcelana Vita VM9.

5.2 Densidade, módulo de elasticidade e razão de Poisson

Os valores médios e desvio padrão de densidade aparente (ρ), módulo de elasticidade (E) e razão de Poisson (ν) das duas cerâmicas estudadas nesse trabalho (YZ e VM9) estão presentes na tabela 3.

Tabela 3 – Média e desvio padrão dos valores de densidade aparente (ρ), módulo de elasticidade (E) e razão de Poisson (ν) das cerâmicas YZ e VM9

Materiais	ρ (g/cm³)	E (GPa)	ν
YZ	6,06 ± 0,01	208 ± 1,3	0,31 ± 0,01
VM9	2,44 ± 0,01	66,8 ± 0,5	0,21 ± 0,01

5.3 Análise por elementos finitos (AEF)

A avaliação dos modelos através da deformação total e análise de Von Misses demonstrou uma coerência da simulação com tensões distribuídas uniformemente a partir da área de aplicação da carga. A aplicação de uma carga central de 1000 N nos modelos gerou tensões de tração e compressão ao longo da porcelana, na IE e no cimento resinoso. Os materiais cerâmicos, por serem considerados frágeis, foram analisados pela Tensão Máxima Principal (TMP), que diferencia as forças de tração (positivas) e de compressão (negativas). Os valores máximos encontrados pela análise de TMP na porcelana e na IE em cada um dos grupos estão na tabela 4.

Tabela 4 – Valores máximos de TMP encontrados na porcelana e na IE em cada um dos grupos (MPa)

Grupo	Porcelana (TMP)	IE (TMP)
G6	3353	403,3
G12	4839	388,8
G20	4267	362,6
G20MOD	3981	350,8

O maior valor de TMP na porcelana foi obtido no grupo G12 (4839 MPa), seguido pelos grupos G20 (4267 MPa), G20MOD (3981 MPa) e G6 (3353 MPa). O grupo G6 foi o que mais transmitiu tensão de tração para a IE (403,3 MPa) entre todos os grupos testados.

A comparação entre as áreas de distribuição das tensões geradas nos diferentes grupos, através da TMP, é apresentada na figura 24 (porcelana) e figura 25 (cerâmica de IE).

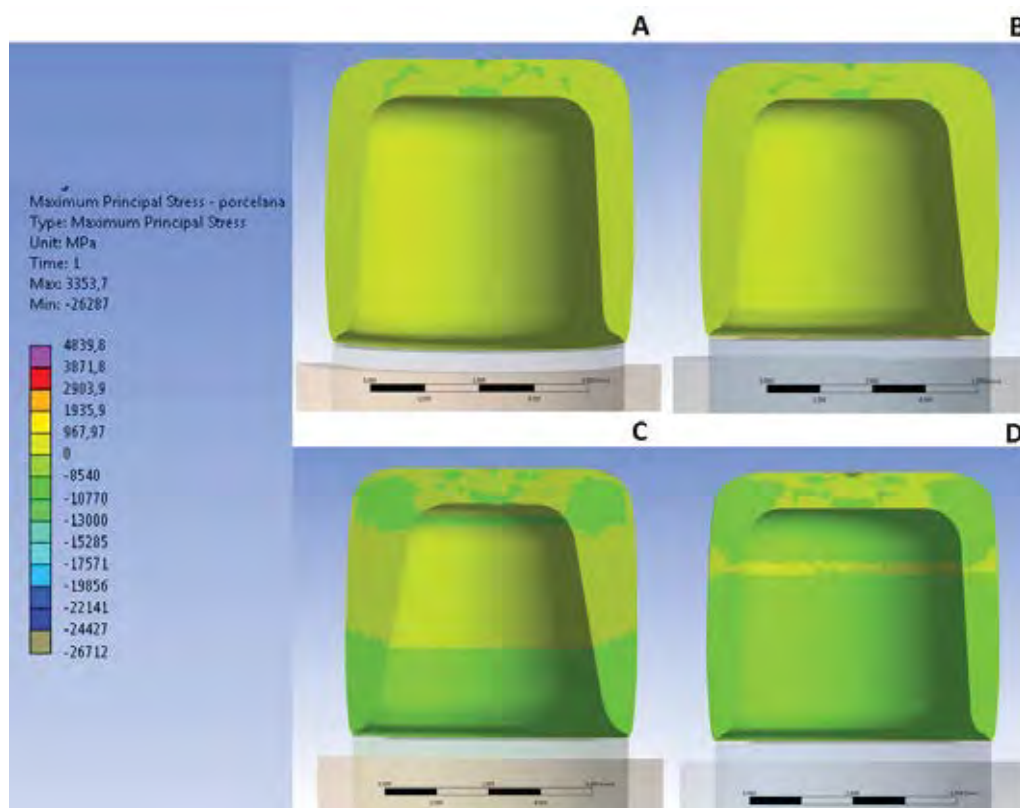


Figura 24 – Distribuição de tensões por TMP na porcelana: A) G6; B) G12; C) G20; D) G20MOD.

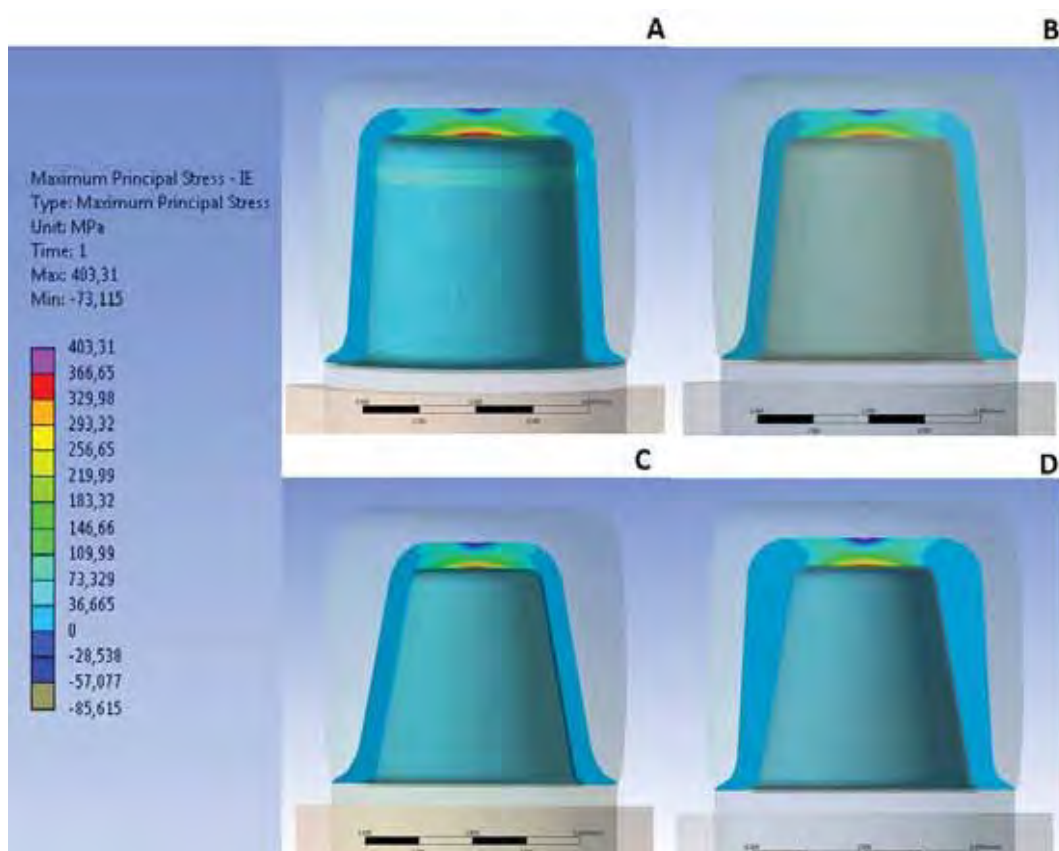


Figura 25 – Distribuição de tensões por TMP na cerâmica de IE: A) G6; B) G12; C) G20; D) G20MOD.

O padrão de distribuição de tensões na porcelana por TMP foi muito semelhante entre todos os grupos, porém houve uma similaridade maior entre os grupos G6 e G12. Como esperado, a maior tensão de tração ocorreu próximo à aplicação da carga, em uma área denominada zona de singularidade. Nos modelos G20 e G20MOD, zonas de tração e compressão de baixíssimo valor se alternaram na estrutura, principalmente na região oclusal. Já nos grupos G6 e G12, tensões de tração parecem estar presentes de forma uniforme ao longo de toda a porcelana. A avaliação das tensões por TMP na IE mostrou uma área de tração significativa na superfície interna oclusal em todas as simulações. Além de apresentar tensões de tração mais evidente que os demais grupos na superfície de cimentação, o grupo G6 mostrou uma faixa de

tração de baixo valor na porção superior da parede axial, o que não apareceu nos demais grupos.

5.4 Influência da angulação do preparo coronário na resistência do sistema cerâmico livre de metal – Teste *in vitro*

Todos os CP que foram submetidos à ciclagem mecânica resistiram sem a ocorrência de danos superficiais visíveis. Sendo assim, todas as restaurações do estudo foram submetidas ao teste de compressão, sendo que as mesmas falharam de uma das duas formas previstas: (1) somente na porcelana (lascamento), ou (2) envolvendo a porcelana e a IE (catastrófica). Em nenhum caso houve fratura do preparo em resina epóxica reforçada por fibra de vidro. A tabela 5 apresenta uma análise descritiva dos valores de carga máxima de fratura (N) obtidos pelos grupos experimentais, incluindo os valores médios, desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), mediana e valores mínimo e máximo. Os valores médios e desvio padrão também estão ilustrados na figura 26.

Tabela 5 - Valores médios e desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), mediana, valores mínimos e máximos da carga máxima de fratura (N) para os grupos experimentais sem e com ciclagem mecânica (n=10)

Grupos	Ciclagem	Média ± DP (N)	CV	Mediana	Mínimo	Máximo
G6	Sem	1432±137,4	9,59	1422	1253	1768
	Com	1483±140,2	9,45	1503	1246	1650
G12	Sem	1301±145,1	11,15	1261	1162	1654
	Com	1381±179,6	13,0	1352	1109	1641
G20	Sem	1693 ±152,8	9,02	1670	1361	1906
	Com	1694±152,1	8,97	1721	1475	1984
G20MOD	Sem	2275±417	18,35	2218	1579	2918
	Com	2311±538	23,28	2596	1502	2919

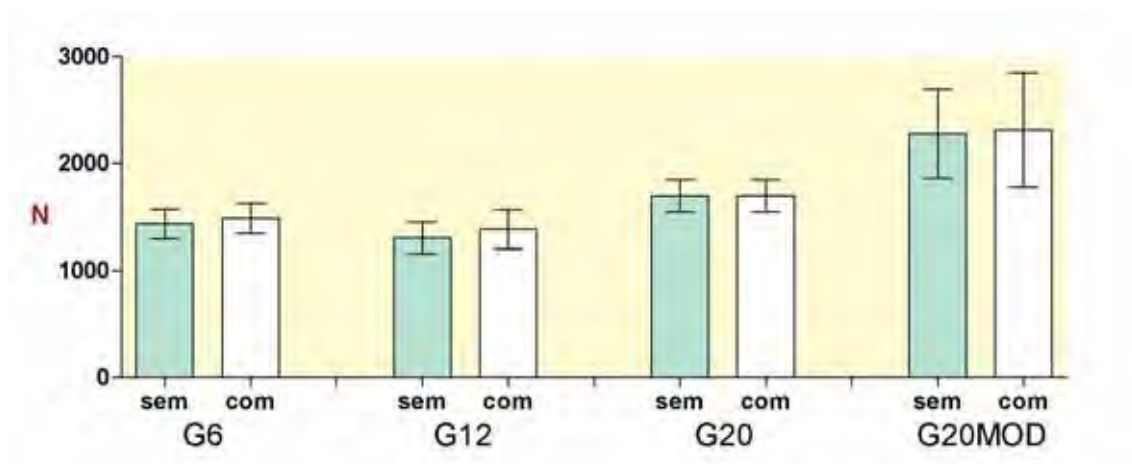


Figura 26 – Tabela de médias e desvio padrão comparando os resultados de carga máxima de fratura considerando os grupos submetidos à ciclagem mecânica.

Os testes de normalidade e homocedasticidade da primeira análise estatística do trabalho estão apresentados nas figuras 27 e 28, respectivamente. O teste de normalidade não demonstrou significância ($p = 0,146$), demonstrando que os dados são normais. O teste de homocedasticidade para dados normais (Bartlett) demonstrou uma ausência de significância também entre as variâncias ($p = 0,974$), permitindo a aplicação do modelo ANOVA. Os resultados do teste ANOVA demonstraram significância estatística apenas no fator angulação ($p = 0,000$), sendo que o fator ciclagem ($p = 0,26$) e a interação dos fatores ($p = 0,71$) não demonstraram significância. A aplicação do teste de Tukey ($\alpha = 0,05$) revelou diferença estatística entre as 3 angulações (Tabela 6), sendo os maiores valores encontrados pelo grupo G20 e os menores pelo G12. A interação entre os fatores resultou em diferença estatística apenas do G20 para com os demais (Tabela 7).

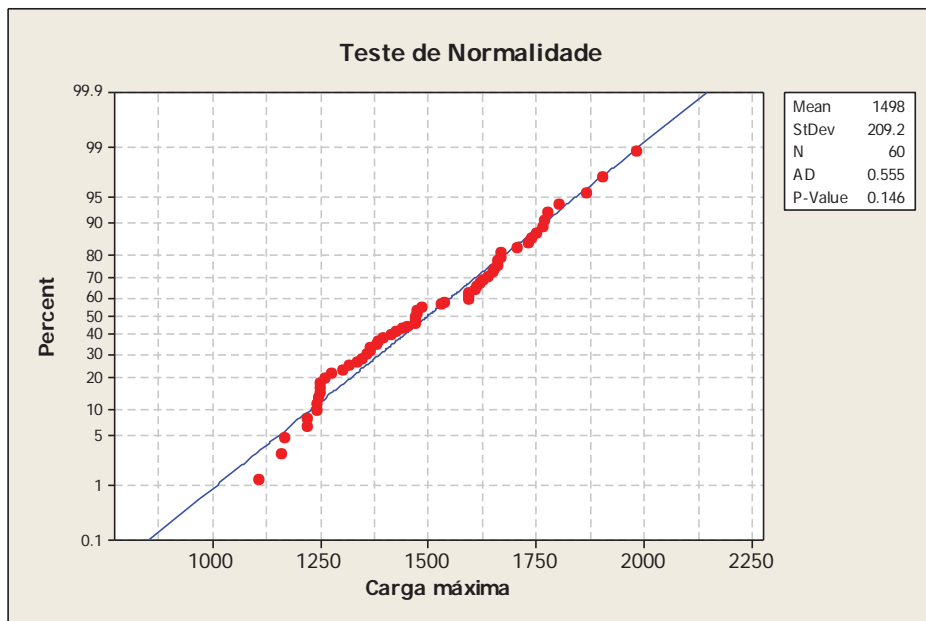


Figura 27 – Teste de normalidade (Anderson-Darling) dos dados obtidos nos grupos de IE uniforme.

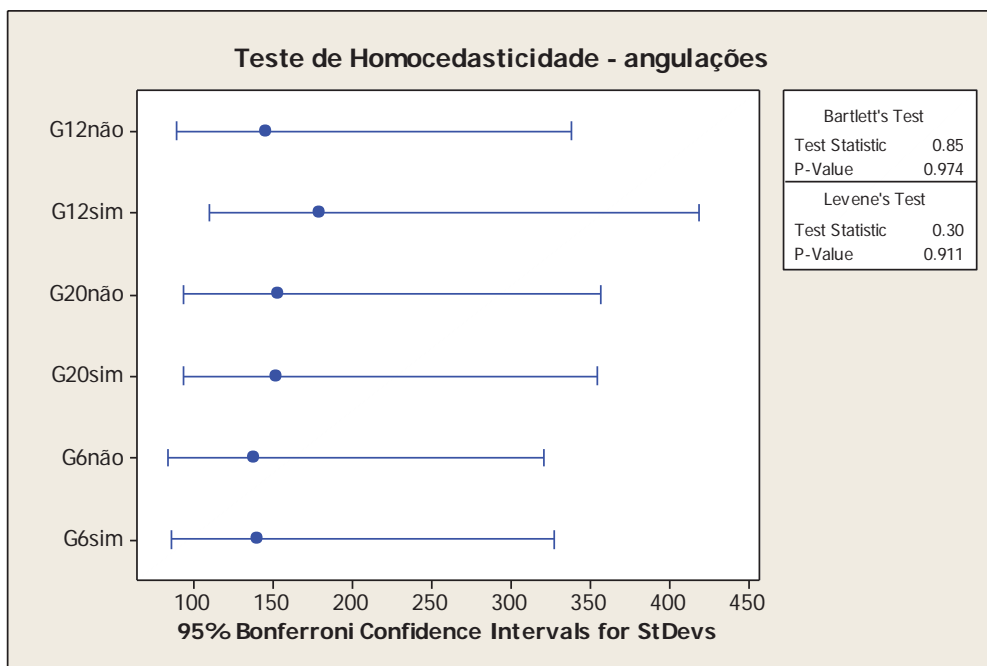


Figura 28 – Teste de homocedasticidade dos dados obtidos nos grupos de IE uniforme – Teste de Barlett.

Tabela 6 – Resultado do teste de Tukey ($\alpha = 0,05$) comparando o fator angulação*

Grupo	N	Média \pm DP (N)	Grupamento
G20	20	1694 \pm 148,3	A
G6	20	1458 \pm 137,6	B
G12	20	1341 \pm 164,2	C

*Valores acompanhados da mesma letra não apresentam diferença estatística ($p \geq 0,05$)

Tabela 7 – Resultado do teste de Tukey ($\alpha = 0,05$) incluindo a interação dos fatores angulação e ciclagem*

Grupos	Ciclagem	N	Média \pm DP (N)	Grupamento
G20	Sem	10	1693 \pm 152,8	A
	Com	10	1694 \pm 152,1	A
G6	Sem	10	1432 \pm 137,4	B
	Com	10	1483 \pm 140,2	B
G12	Sem	10	1301 \pm 145,1	B
	Com	10	1381 \pm 179,6	B

*Valores acompanhados da mesma letra não apresentam diferença estatística ($p \geq 0,05$)

A análise do grupo G20MOD também foi precedida pelos testes de normalidade (Figura 28) e homocedasticidade (Figura 29). Em ambos os testes, $p > 0,05$ (normalidade: $p = 0,12$; homocedasticidade: $p = 0,461$), garantindo a aplicação do ANOVA 1-fator. Assim, o fator ciclagem mecânica não demonstrou significância também para G20MOD, com $p = 0,869$.

O “Pool” das variâncias obtidas nos dois testes anteriores gerou um valor de desvio padrão comum de 357,65. O grau de liberdade comum das duas análises foi 21,69. Esses valores permitiram a aplicação do teste de Tukey ($\alpha = 0,05$), que revelou que os grupos G20MOD com e sem ciclagem foram estatisticamente superiores aos demais.

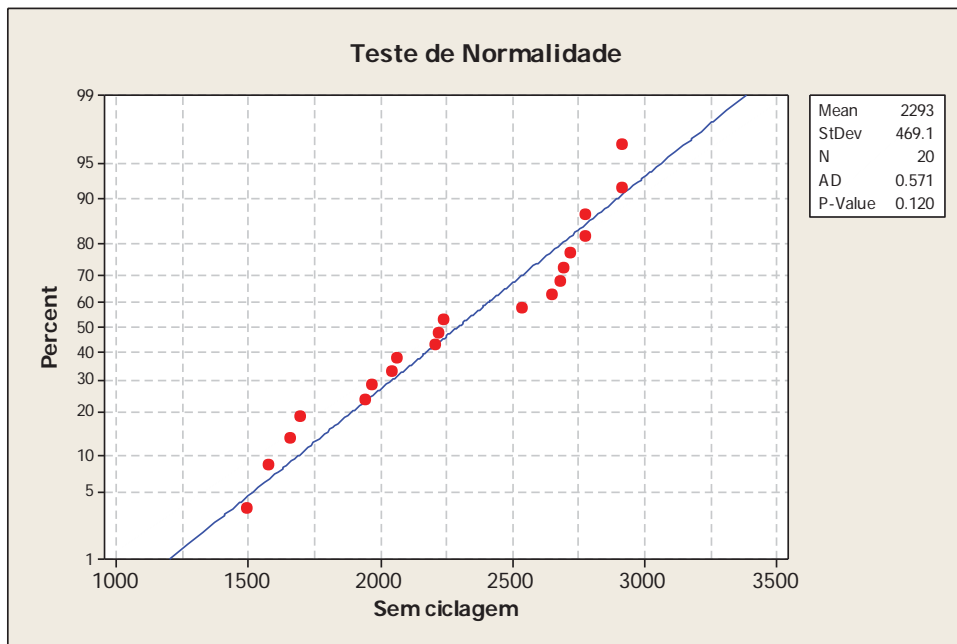


Figura 29 – Teste de normalidade (Anderson-Darling) dos dados obtidos em G20MOD ciclado e não ciclado.

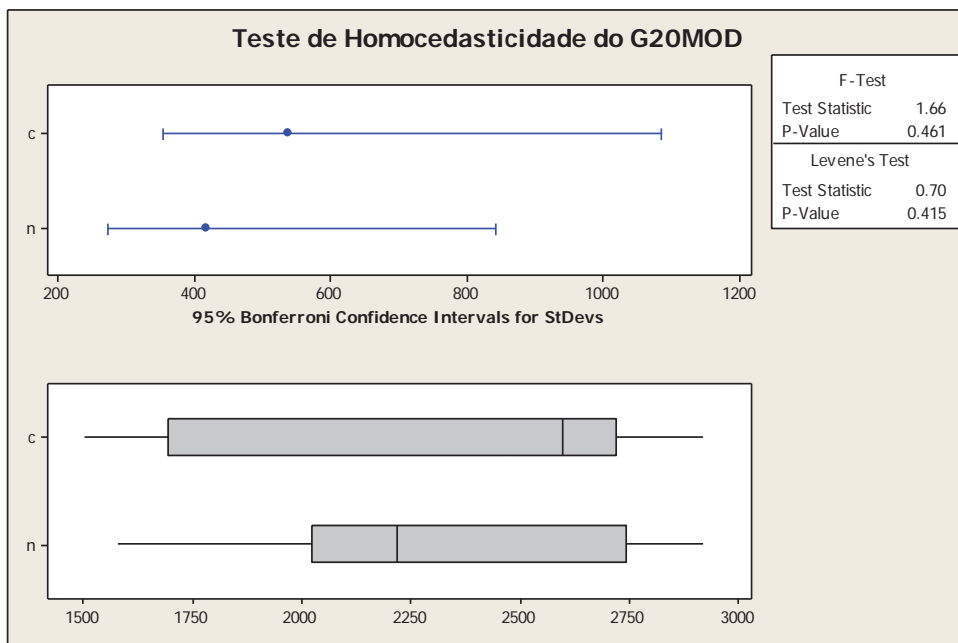


Figura 30 – Teste de homocedasticidade dos dados de G20MOD ciclado e não ciclado.

A análise dos dados de estresse aplicado no momento da fratura (MPa) pode ser efetuada a partir da tabela 8, onde constam a

média, desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), mediana e valores mínimo e máximo. Como o ranqueamento dos grupos segue o padrão fornecido pela carga máxima de fratura, optou-se pela não realização de uma comparação estatística dos dados.

Tabela 8 - Valores médios e desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), mediana, valores mínimos e máximos de estresse aplicado no momento da fratura (MPa) para os grupos experimentais sem e com ciclagem mecânica (n=10)

Grupos	Ciclagem	Média ± DP (MPa)	CV	Mediana	Mínimo	Máximo
G6	Não	4587±83,1	1,81	4612	4427	4678
	Sim	4679±151,4	3,24	4704	4419	4853
G12	Não	4436±92,9	2,1	4415	4317	4577
	Sim	4601±173,1	3,76	4560	4251	4844
G20	Não	4928±98,3	1,99	4873	4800	5091
	Sim	4892±146,2	2,99	4922	4675	5160
G20MOD	Não	5449±272,4	5,0	5363	5125	5868
	Sim	5397±442	8,19	5643	4703	5867

5.4.1 Análise de falha

Como já citado anteriormente, os modos de falha encontrados no experimento podem ser classificados em falha por lascamento e fratura catastrófica. Em ambos os casos, ocorreu uma propagação da fratura em forma de cone (*cone crack*) na porcelana, a partir de uma área ao redor da aplicação da carga, como ilustrado na figura 31. No entanto, o cone iniciou sempre na subsuperfície, alguns micrômetros abaixo da superfície externa (Figuras 31 e 34). Nos casos em que a falha ocorreu por lascamento (22,5% das falhas), a força

cessou antes de iniciar a falha catastrófica do sistema. Assim, foram gerados diferentes graus de lascamento, desde a fratura de apenas uma extremidade da porcelana (Figura 32 A) que iniciou na subsuperfície próximo à aplicação da carga, até a ocorrência de diversos lascamentos em sequencia, também a partir da carga. Nesse segundo caso, ocorreram vários eventos separados gerando um padrão cônico ilustrado na figura 32 B.

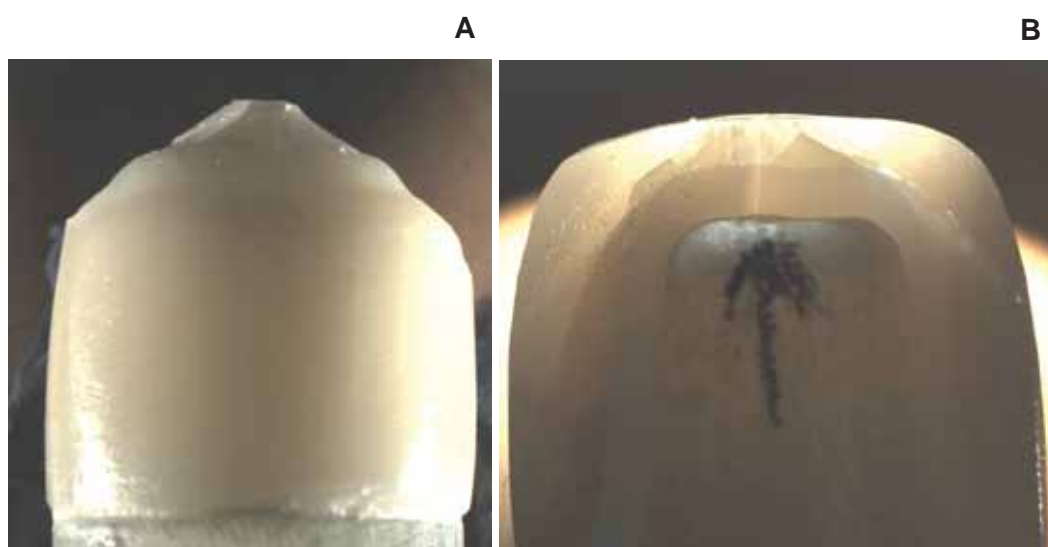


Figura 31 – Padrão de fratura em forma de cone (*cone crack*) da porcelana: A) exemplo de lascamento da porcelana, em forma de cone, sem fratura da infra-estrutura; B) transiluminação de uma coroa após falha catastrófica evidenciando o padrão de fratura da porcelana.

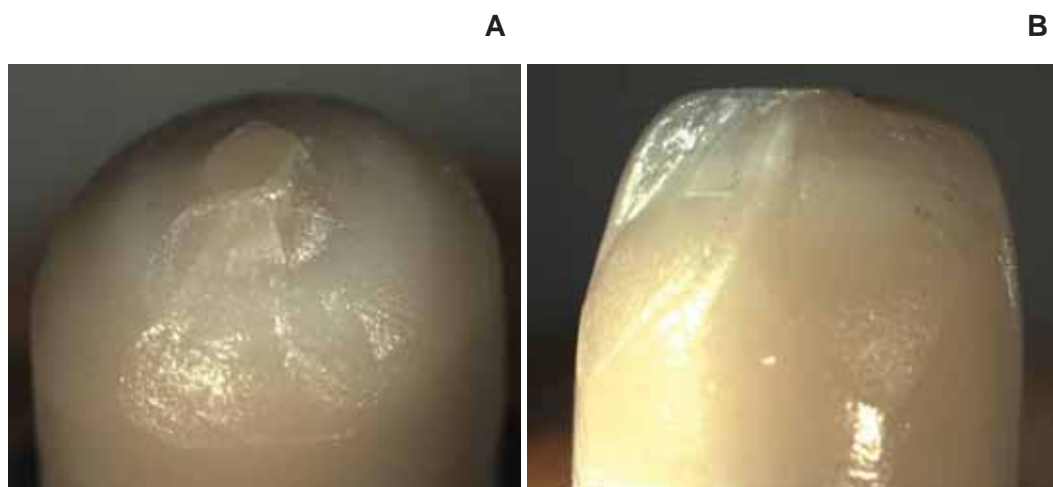


Figura 32 – Lascamento da porcelana a partir da área de aplicação da carga: A) ocorrência de apenas um lascamento; B) vários lascamentos.

Nos corpos de prova em que ocorreu falha da porcelana e da infra-estrutura (77,5% das fraturas), a análise fractográfica em estereomicroscópio (Figuras 33 e 34) e MEV (Figura 35), demonstrou, em todos os casos, que a origem da falha catastrófica se deu na superfície oclusal interna da infra-estrutura (superfície de cimentação). Como a carga foi aplicada no centro da superfície, pode-se observar na grande maioria dos CP uma *compression curl* nos ângulos laterais da infra-estrutura.

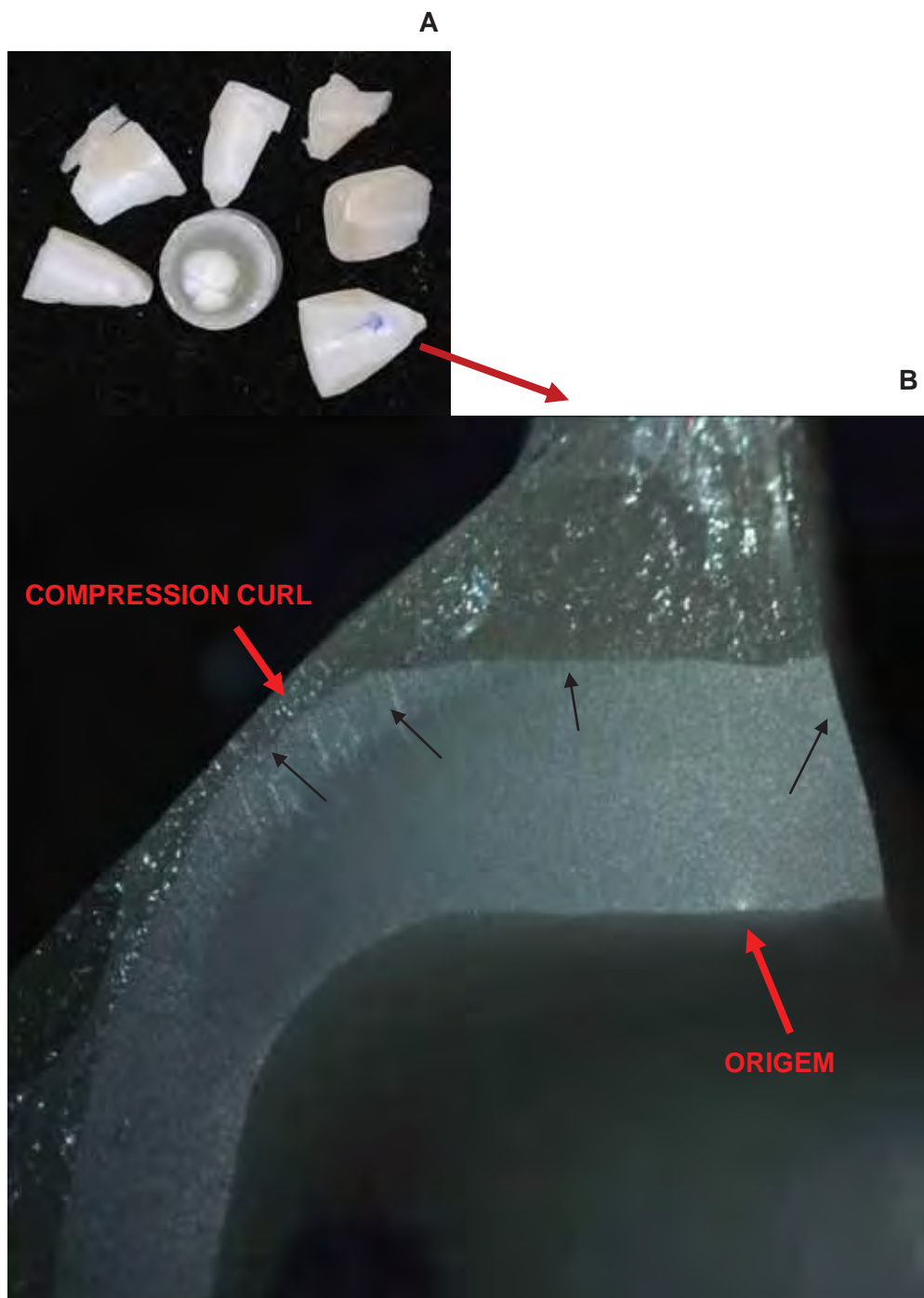


Figura 33 – Análise fractográfica em estereomicroscópio de um corpo de prova do G20 com fratura catastrófica. A) imagem mostrando todos os fragmentos originados da fratura; B) as flechas pretas indicam a direção de propagação da fratura catastrófica na IE, evidenciada pela presença de *wake hackles*; as flechas vermelhas indicam o início da falha (origem) e a *compression curl*, indicando a região de tensão de compressão, sendo o final da propagação da fratura.

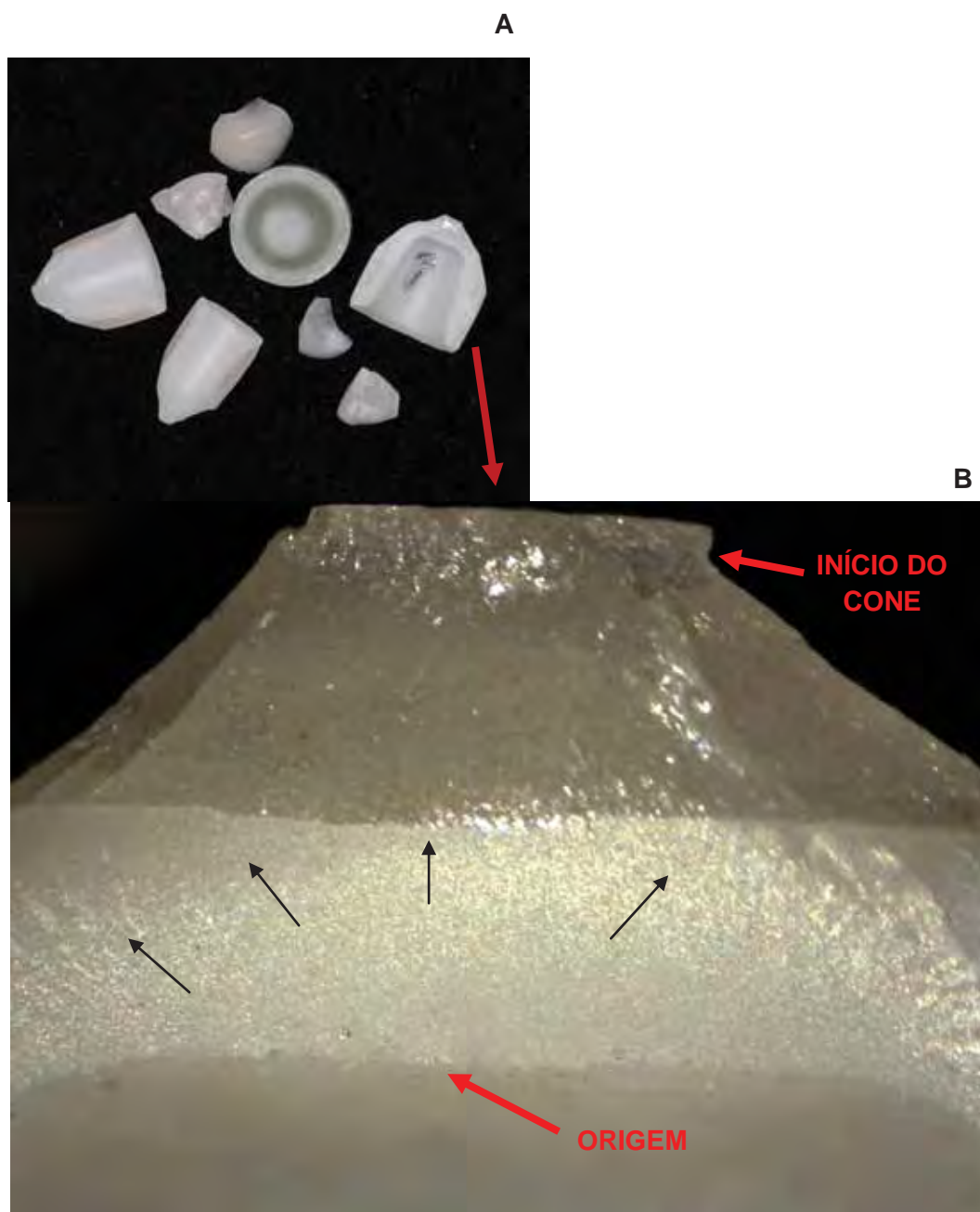


Figura 34 – Análise fractográfica em estereomicroscópio de um corpo de prova do G20MOD com fratura catastrófica. A) imagem mostrando todos os fragmentos originados da fratura; B) as flechas pretas indicam a direção de propagação da fratura catastrófica na IE, evidenciada pela presença de *wake hackles*; as flechas vermelhas indicam o início da falha (origem) e o início da formação do cone (*cone crack* ou *Hertzian crack*).

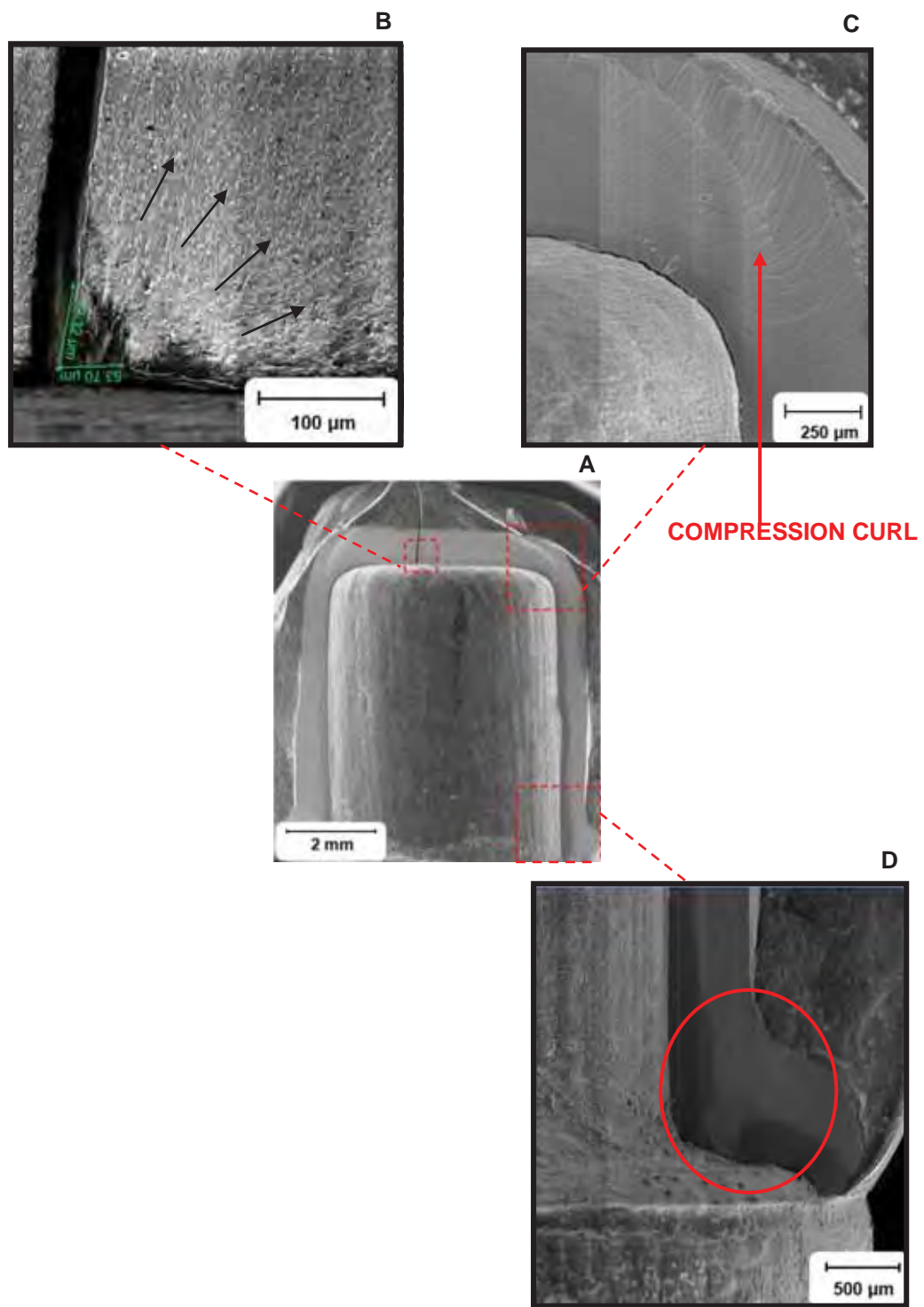


Figura 35 – Fotomicrografias em modo SEI da superfície fraturada de uma coroa (G6). A) imagem geral em menor aumento (34x); B) defeito inicial em maior aumento (782x), com setas verdes mensurando a altura (72,32 μm) e largura (53,7 μm). As flechas pretas indicam a direção de propagação da fratura catastrófica na IE, evidenciada pela presença de *wake hackles*; C) a flecha vermelha indica a zona de *compression curl*, região de tensão de compressão na coroa que indica o final do processo de fratura (200x); D) presença de linhas (*hackles*) indicando a origem da fratura (direção oclusal) em uma posição mais superior e distante dessa região (100x).

O quadro 4 ilustra o número de falhas catastróficas e por lascamento dentro de cada grupo e o valor médio de carga máxima de fratura (N) obtido de acordo com o tipo de falha. O grupo G6 foi o responsável pelo maior número de falhas catastróficas (95%) entre todos os grupos. Nos grupos G12 e G20 as falhas catastróficas também predominaram, contrariamente ao G20MOD, onde houve uma predominância das fraturas por lascamento. Apesar disso, nesse último grupo, a diferença entre as quantidades de falhas por lascamento e catastrófica não foi significativa.

Aparentemente, os valores de carga máxima de fratura obtidos em G6, G12 e G20 que resultaram em fratura catastrófica são semelhantes aos valores que desencadearam lascamento. Não foi possível realizar análise estatística, pois os casos de lascamento foram muito menores nesses grupos experimentais. Contudo, o percentual semelhante para os dois tipos de falha (55% de lascamentos e 45% de catastróficas) e a diferença nos valores médios obtidos para cada um dos tipos de falhas no G20MOD induziram a uma análise estatística (ANOVA 2 fatores) dos valores desse grupo considerando os fatores: tipo de falha e ciclagem (Tabela 9).

Quadro 4 – Classificação quanto à localização da fratura (lascamento ou falha catastrófica) em cada grupo experimental, e valor médio (\pm desvio padrão) de carga máxima (N) de acordo com o tipo de fratura

	Lascamento		Catastrófica	
	Nro de falhas	Carga máxima	Nro de falhas	Carga máxima
G6	0	-	10	1395 \pm 74,8
G6c	1	1594	9	1471 \pm 142,9
TOTAL	5%		95%	
G12	1	1385	9	1291 \pm 150,7
G12c	2	1246 \pm 193	8	1414 \pm 172
TOTAL	15%		85%	
G20	3	1643 \pm 40,2	7	1714 \pm 180,8
G20c	0	-	10	1694 \pm 152,1
TOTAL	15%		85%	
G20MOD	5	2576 \pm 326	5	1974 \pm 243
G20cMOD	6	2712 \pm 127,2	4	1710 \pm 195,2
TOTAL	55%		45%	

Tabela 9 – Valores médios e desvio padrão (DP), grupamento estatístico*, coeficiente de variação (CV), valores mínimos e máximos de carga máxima de fratura (N) obtidos no G20MOD de acordo com tipo de falha e ciclagem mecânica

Falha	Ciclagem	N	Média \pm DP (N)	CV	Mínimo	Máximo	
Lascamento	Sim	6	2712 \pm 127,2	A	4,69	2540	2917
	Não	5	2576 \pm 326	A	12,65	2209	2918
Catastrófica	Sim	4	1710 \pm 195,2	B	11,42	1502	1972
	Não	5	1974 \pm 243	B	12,29	1579	2227

*Valores acompanhados da mesma letra não apresentam diferença estatística ($p \geq 0,05$)

O teste de homocedasticidade para dados em questão (Bartlett) demonstrou uma ausência de significância para as variâncias ($p = 0,322$). Os valores médios de carga máxima de fratura das restaurações do G20MOD que sofreram lascamento foram estatisticamente superiores aos valores médios das restaurações que tiveram falha catastrófica ($p = 0,000$), independentemente do processo de envelhecimento por ciclagem mecânica, que não mostrou diferença significativa no valor de carga máxima para os diferentes tipos de falha ($p = 0,55$).

6 DISCUSSÃO

Desde a primeira recomendação de angulação do preparo coronário para próteses fixas unitárias, os materiais restauradores indiretos sofreram uma imensa evolução até os sistemas cerâmicos livres de metal (*metalfree*). Para atingir os níveis de resistência e estética das próteses *metalfree* que dispomos, muitos estudos foram realizados para desenvolver as propriedades mecânicas e físicas destes materiais (Guazzato et al., 2005; Sundh et al., 2005; Deville et al., 2006; Della Bona et al., 2007; Studart et al., 2007; Kelly, Denry, 2008; Pittayachawan et al., 2009; Swain et al., 2009; Cattani Lorente et al., 2010; Kim et al., 2010; Brentel et al., 2011; Borba et al., 2011); no entanto, o preparo dentário (estrutura de suporte das restaurações) recebeu discreta atenção dos pesquisadores, sofrendo modificações ou adaptações modestas ao longo do tempo (Goodacre et al., 2001; Della Bona, 2009). Em vista disso, a relação da convergência oclusal total com a resistência das coroas à base de Y-TZP constituiu o objetivo principal desse experimento. Com o propósito de focar ao máximo o fator em estudo e eliminar variáveis que pudessem interferir nos resultados, tais como inclinação de cúspide ou profundidade de sulcos (Rekow et al., 2006), optou-se pela realização de preparos coronários e restaurações cerâmicas simplificadas, tipo *flat*. Apesar disso, esse estudo procurou aproximar o ambiente experimental (laboratorial) ao de serviço (intra-oral) usando as seguintes estratégias:

- os padrões (preparos) foram fabricados com material de propriedades e comportamento mecânico (E: 14,9 GPa) similar à dentina (E: 18 GPa), além de possibilitar uma união adesiva com o cimento resinoso similar aquela com a estrutura dental (Kelly et al., 2010);

- a fabricação das restaurações seguiu criteriosamente as instruções do fabricante, desde a usinagem das infra-estruturas até a aplicação da porcelana;
- a cimentação foi realizada com um cimento resinoso contendo monômero fosfatado (MDP) em sua composição, favorecendo a união química com o sistema cerâmico utilizado (Della Bona, 2009; de Oyagüe et al., 2009);
- metade dos CP de cada grupo foi envelhecido por ciclagem mecânica, simulando os contatos oclusais funcionais (Winkler et al., 2003);
- o teste mecânico foi realizado em água a uma temperatura de 37°C (Della Bona et al., 2003; Della Bona, 2009).

6.1 Caracterização do sistema cerâmico à base de zircônia parcialmente estabilizada por ítria

Previamente a qualquer teste mecânico de estruturas complexas (ex.: coroas e pontes dentárias) é imperativo o conhecimento da microestrutura, composição, processo de fabricação e propriedades dos materiais envolvidos, pois existe uma estreita relação entre essas características e destas com o comportamento mecânico das estruturas (Della Bona, 2009). O processo de fabricação das restaurações cerâmicas visa obter a excelência de suas propriedades mecânicas para o uso clínico, e uma pequena alteração em uma das etapas desse processo pode resultar em danos à estrutura (Della Bona, Anusavice, 2002; Denry, Kelly, 2008; Della Bona, 2009). No caso da cerâmica YZ, empregada na obtenção das infra-estruturas das coroas testadas nesse estudo, as propriedades mecânicas dependem muito do tamanho do cristal. Assim, cristais acima de um tamanho crítico tornam o material menos estável e mais susceptível à transformação de fase, enquanto que

cristais menores ($<1 \mu\text{m}$) são associados à menor taxa de transformação (Denry, Kelly, 2008). Nesse estudo, o tamanho médio de cristais da YZ foi verificado pelo método do diâmetro de Feret, que mostrou um valor de $0,79 \pm 0,45 \mu\text{m}$, concordando com valores já reportados (Denry, Kelly, 2008). Contudo, foi evidenciada uma grande variação de valores ($0,027 \mu\text{m}$ a $2,63 \mu\text{m}$), sugerindo que existe a possibilidade de melhorar as características microestruturais e, conseqüentemente, as propriedades do material. Imagens em MEV ($10.000\times$ e $20.000\times$) da microestrutura da cerâmica YZ, antes e após a sinterização, foram registradas com o objetivo de compará-las (Figuras 19 e 20). O aumento da densidade após a sinterização foi bastante evidente, atingindo um valor de $6,06 \text{ g/cm}^3$, provavelmente decorrente da contração volumétrica de mais de 20% durante a sinterização (Kim et al., 2010).

Alguns cuidados foram tomados durante a fabricação dos corpos de prova de YZ para caracterização para que suas características microestruturais se aproximassem ao máximo de uma situação clínica. Primeiramente, eles não foram lixados ou polidos após a sinterização, uma vez que processos que danificam a superfície da zircônia têm a capacidade de ocasionar mudança de fase do material (Cattani Lorente et al., 2010; Kim et al., 2010) e alterar suas propriedades microestruturais. Além disso, previamente à obtenção das imagens, os CP foram submetidos ao mesmo ciclo de queima utilizado para a sinterização da porcelana de cobertura (910°C), procedimento já realizado por alguns estudos prévios (Sundth et al., 2005; Cattani Lorente et al., 2010) que pode afetar o desempenho da infra-estrutura. Isso porque esse tratamento térmico muito próximo da temperatura de *annealing* da zircônia pode induzir uma transformação reversa de fase, de monoclinica para tetragonal, o que vem acompanhado de um relaxamento de tensões e diminuição da resistência à flexão (Denry, Kelly, 2008).

A análise da microestrutura da porcelana utilizada nesse experimento foi realizada após leve condicionamento com ácido

hidrofluorídrico a 10% por 5 segundos, para acentuar a diferenciação das fases do material, como recomendado por Della Bona (2009). Segundo o autor, a ligação atômica é mais instável no limite entre os cristais (fase cristalina), sendo essa região mais reativa quimicamente do que os próprios cristais. Esse procedimento permitiu a observação dos cristais de leucita dispostos na matriz vítrea. A presença de alguns agrupamentos de cristais de leucita circundados por uma microtrinca (defeito) é resultante da incompatibilidade térmica existente entre as fases, e reduz a resistência do material (Della Bona, Anusavice, 2002). A presença de leucita foi confirmada por EDS desse cristal, que mostrou: SiO₂ (62,02%), Al₂O₃ (17,42%), K₂O (10,35%). Além disso, as fotomicrografias em MEV mostraram uma maior porosidade da porcelana comparada à cerâmica de infra-estrutura, inerente ao processo de fabricação por estratificação da mistura pó-líquido. Os poros podem funcionar de maneira diferente na resistência do sistema dependendo do local onde eles se encontram. Poros localizados na superfície ou próximo a ela têm uma grande probabilidade de se unirem a danos causados por algum impacto e contribuir para uma falha catastrófica (Quinn, 2007).

Existem três propriedades físicas e mecânicas que são convencionalmente utilizadas para caracterizar o comportamento dos materiais cerâmicos: módulo de elasticidade (E), razão de Poisson (ν) e densidade (ρ) (Della Bona et al., 2007). A obtenção e comparação dessas três propriedades das duas cerâmicas utilizadas nesse estudo mostram que, devido a microestrutura e composição, existe uma enorme diferença entre a cerâmica YZ ($E = 208 \pm 1,3$ GPa; $\nu = 0,31 \pm 0,01$; $\rho = 6,06 \pm 0,01$ g/cm³) e a porcelana VM9 ($E = 66,8 \pm 0,5$ GPa; $\nu = 0,21 \pm 0,01$; $\rho = 2,44 \pm 0,01$ g/cm³), razão pela qual esses materiais possuem diferentes indicações. As duas primeiras propriedades, que refletem, sucessivamente, a rigidez ou a resistência do material à deformação elástica, e a razão entre a deformação lateral e axial (Della Bona, 2009), ganham especial relevância nos experimentos que envolvem análises

lineares pelo método dos elementos finitos (AEF), uma vez que são as duas únicas propriedades dos materiais fornecidas ao software antes do ensaio.

6.2 Influência da angulação do preparo coronário na resistência das coroas *metalfree*

6.2.1 Avaliação dos grupos de acordo com os resultados de carga máxima de fratura (N) e da AEF

O grupo com convergência oclusal de 20° e infra-estrutura modificada, compensando essa inclinação, foi o que apresentou os maiores resultados de carga máxima de fratura entre todos (2293 ± 469 N), seguido pelo grupo com a mesma convergência oclusal, mas sem compensação ($1694 \pm 148,3$ N). Os outros dois grupos, com inclinações menores (12° e 6°), tiveram os piores desempenhos frente à aplicação de uma carga central compressiva. A realização da ciclagem mecânica não resultou em valores com diferença estatística significativa. Apesar da análise por elementos finitos ter demonstrado uma variação grande nos valores máximos de tensão máxima principal tanto na porcelana quanto na infra-estrutura (Tabela 4), os valores de carga máxima de fratura foram, provavelmente, influenciados pela variação na infra-estrutura. A análise computacional de uma carga (1000 N) aplicada em uma área fixa de $0,03 \text{ mm}^2$ (semelhante ao contato do pistão utilizado no experimento laboratorial com raio de 1,5 mm) no centro das restaurações mostrou valores máximos de tração diferentes na superfície oclusal interna das infra-estruturas dos diferentes grupos. Assim, a AEF demonstrou os maiores valores de tração máxima da IE nos grupos G6 e G12 (403,3 e

388,8 MPa, respectivamente), os quais resistiram a uma menor força compressiva antes de fraturar no teste *in vitro*. Vários fatores podem estar associados com os resultados do presente estudo, entre eles a área na superfície oclusal dos preparos, maior nos grupos G6 e G12, que, associada ao baixo módulo de elasticidade do padrão em resina epóxica (14,9 GPa), pode ter favorecido a deflexão das coroas sob tensão (Webber et al., 2003); a ocorrência de maior *hoop stress* (estresse circunferencial na coroa) com a redução da angulação (Sherrer, de Rijk, 1993); aumento da pressão de assentamento da coroa com a diminuição da angulação do preparo (Cho et al., 2002); ou a diminuição na espessura do material restaurador com a redução do ângulo de convergência oclusal (Doyle et al., 1990). Um estudo avaliando coroas de dois sistemas cerâmicos a base de alumina cimentadas em padrões metálicos, encontraram valores médios de resistência à compressão entre 2197 N e 2581 N. Esses altos valores foram relacionados ao alto módulo de elasticidade do substrato, que dificultou a deflexão das coroas (Webber et al., 2003). Isso concorda com o estudo de Sherrer e de Rijk (1993) onde a resistência à fratura de coroas unitárias totalmente cerâmicas aumentou com o aumento do módulo de elasticidade do substrato de suporte, após testar três tipos de resina com módulos de elasticidade distintos: 3 GPa, 9,4 GPa e 14 GPa. Esse princípio provavelmente seja a explicação para os resultados do estudo de Cho et al. (2002), que, testando a variação na angulação do preparo coronário com coroas de cerômero cimentadas em padrões metálicos, verificaram um aumento na resistência à compressão com a diminuição do ângulo de convergência oclusal, resultado contrário ao do presente estudo. Apesar de testarem um material restaurador completamente diferente do utilizado no presente estudo, o que dificulta a comparação, a inversão nos resultados pode facilmente ser atribuída ao módulo de elasticidade dos padrões metálicos onde foram cimentadas as coroas. A diminuição da angulação resultou num aumento de volume do material de maior módulo de elasticidade (metal de suporte: 100 GPa),

melhorando a resistência. Apesar disso, os achados de Doyle et al. (1990), que estudaram a angulação de preparos de pré-molares com coroas cerâmicas vítreas (Dicor) cimentadas em matrizes metálicas, concordam com o presente estudo. Os autores encontraram que preparos dentais com 5° de angulação produziram restaurações mais fracas que preparos com angulação de 15°, atribuindo isso à redução na espessura do material restaurador na superfície axial.

A AEF da porcelana demonstrou, na avaliação por TMP, os menores valores de tração máxima nos grupos em que a porcelana permaneceu com uma espessura uniforme ao longo de todo o contorno, ou seja, G6 e G20MOD. Não é adequado adotar esses valores para a análise da porcelana, uma vez que a tração máxima sempre irá ocorrer em região próxima à aplicação da carga, devido ao “efeito Saint-Venant”, onde o volume do material afetado por essa concentração de tensões está na dependência do módulo de elasticidade do material (Placido et al., 2007; Ereifej et al., 2011). Devido a esse efeito, essa região, também chamada de zona de singularidade, muitas vezes é excluída da análise (Ereifej et al., 2011). Apesar disso, a análise de falhas do teste laboratorial mostrou que a origem das fraturas da porcelana foi justamente nessa área de aplicação da carga, submetida à tração máxima. Além disso, as falhas por lascamento do grupo G20MOD ocorreram com uma carga muito superior à carga aplicada para a ocorrência de lascamento nos G20 e G12, que tiveram uma uniformidade menor na espessura da porcelana, demonstrando certa coerência dessa relação uniformidade na espessura/tensão máxima. Como o grupo G6 (com espessura de cobertura semelhante a G20MOD) teve 19 das 20 falhas envolvendo a infra-estrutura (95%), não parece ser conveniente considerar o resultado de um único corpo de prova (responsável pela falha por lascamento) para comparação, uma vez que isso pode ter ocorrido meramente ao acaso. Esses achados concordam com as instruções fornecidas pelo fabricante do sistema, que sugerem que a camada de recobrimento deve

permanecer uniforme ao longo de toda superfície, não excedendo 2 mm, e não sendo menor de 0,5 mm. Também, mostram uma concordância com a análise de elementos finitos realizada por De Jager et al. (2005) que obtiveram uma melhor distribuição de tensões nos sistemas livres de metal quando a configuração seguiu uma uniformidade de espessura.

O grupo G20, por ter uma maior angulação não compensada pela infra-estrutura, teve maior volume de porcelana nas regiões laterais. A literatura mostra-se controversa a respeito da influência da espessura da porcelana na resistência à fratura do sistema (Doyle et al., 1990; Weber et al., 2003; Rosentritt et al., 2009; Bonfante et al., 2010; Lorenzoni et al., 2010). Enquanto alguns estudos mostram que o aumento no volume da porcelana resulta num pior comportamento do sistema cerâmico livre de metal, resultando em lascamentos em maior número e área (Rosentritt et al., 2009; Bonfante et al., 2010; Lorenzoni et al., 2010), um estudo (Weber et al., 2003) não encontrou efeito significativo da espessura da porcelana na resistência à fratura das restaurações. Curiosamente, os três estudos que sugerem pior comportamento com o aumento da espessura da porcelana utilizam restaurações à base de zircônia, também utilizada no presente estudo, enquanto que no experimento de Weber et al. (2003), as restaurações foram à base de alumina. No entanto, a AEF mostrou que a energia resultante da carga central aplicada no presente estudo é distribuída de forma semelhante entre os grupos, fato justificado pela espessura oclusal constante independente do grupo testado (Figuras 24 e 25). Assim, para essa situação de carga central, o maior volume de porcelana nas laterais de G20 comparado a G6, G12 e G20MOD não demonstrou ser um fator crítico. Talvez o deslocamento da carga do centro para as regiões latero-oclusais da coroa possa ocasionar mudanças na resposta do sistema, pela variação nas tensões (Rekow et al., 2006).

Com isso, os maiores valores de carga máxima de fratura e estresse aplicado no momento da fratura obtidos pelo grupo G20MOD

são justificados pelo reforço da infra-estrutura, o que proporcionou um aumento de volume do material com maior módulo de elasticidade (YZ: 208 GPa), diminuiu o valor máximo de TMP na superfície oclusal interna da coroa (vista em AEF), e tornou a espessura da porcelana mais uniforme (Sherrer, de Rijk, 1993; De Jager et al., 2005).

Uma maior dificuldade foi encontrada para o assentamento das coroas nos preparos com 6° de inclinação comparada com os demais grupos, devido a resistência friccional que o paralelismo das paredes oferece. Em grande parte dos CP desse grupo foi necessário um pequeno ajuste, que foi realizado no preparo coronário (resina epóxica) para que a superfície interna da restauração não fosse danificada. Contudo, esse tipo de preparo dentário está de acordo com os dados teóricos presentes na literatura (Parker et al., 1993; Wilson, Chan, 1994; Shillingburg et al., 2007; Bowley et al., 2007) a respeito de preparos minimamente aceitáveis para a retenção e resistência ao deslocamento de restaurações totalmente metálicas e metalocerâmicas, motivo pelo qual foi realizado nesse estudo. Bowley et al. (2007) destacam que uma diminuição no ângulo de convergência do preparo e um aumento da altura resultariam em uma maior área em contato com o agente cimentante, favorecendo a retenção. No entanto, existe um limite de angulação ditado pela resistência friccional das paredes opostas, diminuição na resistência do sistema restaurador, visto nesse estudo, e capacidade humana em realizar preparos paralelos. Leempoel et al. (1987) verificaram a inclinação de preparos coronários efetuados na clínica por dois cirurgiões dentistas, e encontraram uma variação de 14,3° a 31,3°, sendo que todos mostraram-se satisfatórios, uma vez que as restaurações cimentadas a esses preparos estavam em função há, pelo menos, 5 anos. Dados semelhantes foram obtidos por Nordlander et al. (1988), que mensuraram angulações efetuadas por clínicos gerais e especialistas, obtendo uma média de convergência de 19,1° para clínicos gerais e 20,1° para especialistas em prótese, e por Annerstedt et al. (1996), que encontraram

convergência média de 21,4°. Vale ressaltar que em todos esses estudos a angulação vista em preparos de molares sempre foi maior comparado aos demais dentes do arco. Nota-se, assim, a impossibilidade em obter clinicamente a angulação teoricamente sugerida (6°) por alguns autores.

Os preparos com angulação axial de 12° são considerados ideais para coroas *metalfree* usinadas pelo sistema CAD-CAM (Beuer et al., 2008; Beuer et al., 2009) e seguem as instruções do sistema de usinagem Cerec®, principalmente em vista da adaptação marginal e interna que essa angulação proporciona. Porém, como visto nos estudos clínicos anteriores, esse valor de convergência também é raramente alcançado. Preparos coronários realizados por estudantes durante a pré-clínica em dentes extraídos ou artificiais normalmente possuem uma menor convergência oclusal do que preparos realizados na clínica (Smith et al., 1999; Ayad et al., 2005), devido à melhor visualização da coroa e à ausência do ambiente bucal. Smith et al. (1999), avaliando os preparos coronários de estudantes de pré-clínica, notaram que, quando solicitado 6° de inclinação, conseguiu-se uma convergência oclusal média de 14,5°, e quando solicitado 12°, uma média de 15,5° foi obtida. Também com estudantes da pré-clínica, mas em diferentes instituições de ensino, Ayad et al., (2005) compararam o ângulo de convergência de preparos coronários realizados por estudantes do Egito, da Arábia Saudita e dos Estados Unidos, obtendo os maiores ângulos de convergência na mensuração vestibulo-lingual dos preparos de estudantes do Egito ($19,8^\circ \pm 10$), e os menores na mensuração mesio-distal de estudantes da Arábia Saudita ($14,1^\circ \pm 3,8$). Esses dados mostram que, mesmo considerando os estudos com preparos coronários efetuados fora de boca, 12° de convergência do preparo coronário é um valor dificilmente alcançado. Associando isso com os dados de resistência à carga compressiva desses dois tipos de preparo, que foram estatisticamente inferiores aos grupos com preparo coronário de 20° de

angulação, tornam-se questionáveis as indicações de preparos com 6° e 12° de inclinação para coroas livres de metal. Em vista disso, o presente estudo concorda com os dados apresentados por Shillingburg et al. (2007), que consideram COT ideias diferentes para cada tipo de dente, sendo que, para molares superiores, a angulação é de 17° méso-distal, 21° vestibulo-lingual e 19° geral, e para molares inferiores é de 24° méso-distal, 20° vestibulo-lingual, e 22° no geral.

Não existem dados na literatura avaliando os efeitos da COT na retenção das coroas à base de Y-TZP. Três estudos recentes discutem a variação no fator convergência oclusal utilizando restaurações metálicas (Chan et al., 2004; Roudsri et al., 2011) e totalmente cerâmicas à base de dissilicato de lítio (Madina et al., 2010). O primeiro estudo (Chan et al., 2004) avaliou a retenção e a discrepância de assentamento de coroas totais cimentadas com fosfato de zinco variando o ângulo de convergência dos preparos, desde 0° até 70°. O aumento da angulação diminuiu a força de retenção, sendo que uma boa retenção associada com mínima discrepância foi conseguida com ângulo de convergência entre 2° e 20°. Essa conclusão foi semelhante a do estudo de Roudsri et al. (2011), que demonstrou que a força necessária para desalojar uma coroa total metálica cimentada em um preparo de 4° de angulação foi muito maior do que a força para desalojar o mesmo tipo de coroa em um preparo com angulação de 22°. Apesar disso, o estudo desenvolvido por Madina et al. (2010) com coroas livres de metal do sistema IPS e.Max Press (cerâmica à base de dissilicato de lítio – Ivoclar Vivadent) cimentadas com o cimento resinoso Panavia, não encontrou diferença na retenção proporcionada por preparos com 10° ou 26° de angulação. Obviamente, a cerâmica utilizada é totalmente diferente da testada no presente estudo. A IPS e.Max Press é um sistema passível de condicionamento com ácido hidrófluorídrico (ácido-sensível), uma vez que sua superfície tem uma reatividade química com os ácidos, o que

favorece a união aos sistemas adesivos resinosos. Contrariamente, o sistema In-Ceram YZ não mostra degradação superficial quando condicionado com ácido (ácido-resistente), dificultando a união (Della Bona, 2009). Sabe-se, porém, que a presença de monômeros fosfatados (*methacryloxy decyl phosphoric acid* - MDP) na composição do agente cimentante, como é o caso do utilizado nesse experimento (Panavia F), favorece a união química com as cerâmicas ácido-resistentes, pela interação dele com os óxidos metálicos, como o óxido de zircônio (Bottino et al., 2009; Della Bona, 2009; de Oyagüe et al., 2009). Assim, mesmo se tratando de dois materiais distintos, é possível que esses materiais apresentem comportamento semelhante frente à variação na convergência oclusal, considerando-se a força retentiva.

Nesse experimento, algumas restaurações cerâmicas permaneceram unidas, total ou parcialmente, ao padrão de resina epóxica após a fratura. Isso ocorreu, provavelmente, pela união entre a cerâmica YZ e o cimento resinoso contendo MDP (Bottino et al., 2009; Della Bona, 2009; de Oyagüe et al., 2009). Isso justifica o uso de uma interface cerâmica/cimento resinoso do tipo *bonded* (unida), sem a ocorrência de atrito, nas análises por elementos finitos. Também buscando reproduzir com o máximo de fidelidade o teste laboratorial, simulou-se no modelo a base metálica em que os padrões de resina epóxica estavam inseridos. A carga aplicada (1000 N) foi selecionada a partir das resistências encontradas *in vitro*, ficando esta dentro do limite elástico do conjunto, ou seja, menor do que as cargas de fratura do teste em laboratório (Rafferty et al., 2010). Previamente às análises, comprovou-se a coerência dos modelos por meio da deformação total e análise de von Misses.

Os estudos que buscam obter a carga mastigatória humana (N, Kg ou Lb) média e máxima datam de longo período (Howell, Manly, 1948; Anderson, 1956; DeLong, Douglas, 1983; Waltimo, Kononen, 1993; Tortopidis et al., 1998; Ferrario et al., 2004), uma vez que essa informação é importante para a obtenção dos requisitos mínimos de

resistência dos materiais restauradores. Os métodos mais comumente utilizados para se buscar as cargas mastigatórias envolvem a colocação de transdutores (*strain gauges*) interpostos entre os dentes. Um dos primeiros estudos desenvolvidos nesse sentido (Howell, Manly, 1948) realizou mensurações em indivíduos entre 20 e 30 anos e obteve cargas que variaram entre 24 libras (10,89 Kg) e 198 libras (89,8 Kg). A partir disso, diversos outros estudos (DeLong, Douglas, 1983; Waltimo, Kononen, 1993; Tortopidis et al., 1998; Ferrario et al., 2004), todos com o uso transdutores, obtiveram diferentes medidas de acordo com o local da cavidade oral em que eram posicionados. A magnitude das forças depende basicamente do comprimento do braço de alavanca da região avaliada, por isso regiões mais posteriores estão sujeitas a um maior esforço comparadas às anteriores (Hattori et al., 2009). Na região de molares, Waltimo e Kononen (1993) registraram uma média de força máxima de mordida de 847 N para homens e 597 N para mulheres, valores próximos aos registrados por Tortopidis et al. (1998) com transdutores posicionados bilateralmente (média de 580 N). Já Ferrario et al. (2004), avaliando a força com transdutores de aço posicionados individualmente em cada dente, encontraram força de mordida média de 234 N para mulheres e 306 N para homens, na região de primeiro molar. Segundo os autores, os valores menores aos previamente relatados na literatura foram devido à área de contato do transdutor, muito menor comparada aos demais experimentos.

Todos os valores médios de carga máxima de fratura obtidos no presente estudo, independente do grupo avaliado, variaram entre $1341 \pm 164,2$ N (G12) e 2293 ± 469 N (G20MOD). Esses valores são muito superiores à carga máxima média reportada para seres humanos na região de molares (região de maior esforço mastigatório da cavidade oral). Porém, o que muitas vezes é ignorado na literatura, é que esses valores de força de mordida são distribuídos entre diversos pontos de contato que podem variar em área e número, gerando um valor de

estresse no local de aplicação da carga, que parece ser mais importante para o comportamento dos materiais restauradores do que os valores máximos de carga (Shinogaya et al., 2001). Estudo realizado em 2009 desenvolveu um método para coletar informações completas da ação das forças de mordida nos arcos dentais, considerando a magnitude, direção e ponto de aplicação. A força de mordida resultante, considerando todos os eixos, variou de 247 N a 2092 N. De todos os contatos avaliados pela pesquisa, 69% ocorreram na região de molares, 21,8% em pré-molares e 9,2% em incisivos e caninos. A magnitude da força agindo nos contatos individuais variou de 1,2 N a 218 N. A força em molares, com mediana de 35,1 N, foi significativamente maior que a força em pré-molares (16,1 N) e anteriores (14,5 N). (Hattori et al., 2009).

6.2.2 Avaliação do estresse aplicado no momento da fratura (MPa)

Esse estudo calculou o estresse aplicado no momento da fratura (*applied stress at fracture*) com o objetivo de comparar aos dados presentes na literatura a respeito do estresse resultante da aplicação de força em uma determinada área. Como a área de aplicação da carga, o módulo de elasticidade e a razão de Poisson do aplicador e da superfície submetida ao estresse permaneceram constantes, independente do grupo experimental, os valores de estresse aplicado variaram de acordo com o padrão de variação da carga máxima de fratura. Assim, valores médios situados entre $4436 \pm 92,9$ MPa (G12) e $5449 \pm 272,4$ MPa (G20MOD) foram encontrados. Os valores fisiológicos de estresse mastigatório são reportados por alguns estudos na literatura (Anderson, 1956; Hidaka et al., 1999; Miyaura et al., 1999; Shinogaya et al., 2001). Em 1956, Anderson posicionou *strain gauges* em restaurações fundidas de molares inferiores e calculou a pressão de mordida durante a mastigação com três

tipos de alimentos, obtendo valores que variaram entre 3,7 Kg/mm² ($\pm 36,26$ MPa) e 23,4 Kg/mm² ($\pm 229,3$ MPa). Outro método empregado para a obtenção da força de mordida (N), pressão de mordida (MPa) e área de contato oclusal (mm²) é baseado na interposição de um fino filme sensível sob pressão entre os dentes (Hidaka et al., 1999; Miyaura et al., 1999; Shinogaya et al., 2001). Esse método mostrou, em indivíduos sem mobilidade dental, força de mordida média de 395 N, pressão de mordida média de 30,6 MPa e área de contato oclusal média de 13,1 mm² (Miyaura et al., 1999). Apesar destes três parâmetros apresentarem uma relação direta, um aumento da força de mordida (N) não necessariamente resultará em aumento da pressão exercida nos elementos (MPa), mas exigirá maiores áreas de contato (Hidaka et al., 1999). Verificando a relação desses três fatores, Shinogaya et al. (2001) encontraram uma menor pressão oclusal em indivíduos mais velhos comparados a indivíduos jovens, com a mesma força de mordida entre eles, justificada pelo aumento da área da superfície dos contatos, resultante do desgaste fisiológico dos dentes. Nesse mesmo estudo, os valores de força total de mordida (entre 1042 N e 1651 N), área de contato oclusal (28,2 mm² e 47,7 mm²) e pressão de mordida (entre 35,1 MPa e 42,3 MPa) foram maiores que no estudo anterior, mas a pressão de mordida teve uma variação bem menor do que os outros dois fatores. Quando se avaliou apenas a região de molares, a força máxima média foi de 410 N e 630 N que, distribuída em uma área que variou entre 10 mm² e 18 mm², gerou uma pressão média situada entre 35 MPa e 43 MPa. Esses estudos sugerem que, apesar da grande variação da força de mordida, o estresse aplicado em uma situação fisiológica dificilmente ultrapassa os 43 MPa, valor muito menor do estresse aplicado no momento da fratura para os grupos experimentais do presente estudo, com um valor médio mínimo de $4436 \pm 92,9$ MPa (G12). Por isso, com base na literatura, podem ser adotados como referência para experimentos futuros valores de carga aplicada em cada ponto de contato entre 1,2 N e 218,4 N (Hattori et al.,

2009), e valores de estresse aplicado em molares entre 35 MPa e 43 MPa (Shinogaya et al., 2001).

O envelhecimento simulando os contatos oclusais num período de 1 ano pela aplicação de carga cíclica de 88 N no centro das restaurações por 10^6 vezes (Winkler et al., 2003), não afetou a resistência mecânica do sistema YZ. Estudos clínicos com prótese fixas de mais de um elemento à base de zircônia relatam um ótimo desempenho desse sistema após 2,5 anos (Raigrodski et al., 2006) e 5 anos (Sailer et al., 2007), sendo que os tipos de fratura mais comumente encontrados foram pequenos lascamentos. Isso mostra um comportamento favorável dos sistemas à base de zircônia num curto período de tempo, mas a escassez de trabalhos de maior longevidade estimula a realização de testes simulando envelhecimentos mecânicos mais longos com esse material.

6.2.3 Modo de falha

Houve uma predominância de falhas catastróficas, exceto no grupo G20MOD. Apenas duas restaurações não tiveram a superfície de fratura avaliada (análise fractográfica): uma porque as partes fraturadas não se soltaram, e outra porque o fragmento onde possivelmente encontrava-se o início da fratura catatráfica não foi encontrado. A recuperação dos fragmentos fraturados foi favorecida pelo ambiente de teste: água a 37 °C, o que auxiliou na contenção dos fragmentos. Esse é mais um ponto positivo em realizar os testes *in vitro* em ambiente similar ao intra-oral.

A análise de fratura das restaurações que tiveram falha catastrófica revelou que o início da fratura de todas as infra-estrutura ocorreu em algum ponto da superfície oclusal interna, região em contato com o agente cimentante e sujeita a tesões de tração durante a carga,

como mostrado na AEF. Esses resultados concordam com os achados de Kelly et al. (2010), que acreditam que as falhas clínicas dos materiais cerâmicos geralmente iniciam na superfície de tração do material, localizada na interface cerâmica/cimento. A magnitude da tração gerada é dependente da carga aplicada sobre a cerâmica e do módulo de elasticidade do conjunto dentina/cimento/cerâmica (Denry, Kelly, 2008). No entanto, diferentemente do que foi reportado por Kelly et al. (2010), em todos os casos analisados no presente estudo houve uma associação desse tipo de falha da IE com o lascamento da porcelana, que provavelmente ocorreu em um evento anterior, uma vez que aconteceram situações de lascamento sem falhar a IE. Independentemente de estarem associados a falhas catastróficas, todos os lascamentos ocorreram a partir da área de aplicação da carga, o que promoveu um desprendimento da porcelana em camadas, resultando em um aspecto de “cebola” rodeando a zona de aplicação de carga que, por sua vez, progrediu de forma cônica em direção à infra-estrutura, o que é denominado de “*cone crack*” ou “*Hertzian crack*” (Figura 28). Apesar da controvérsia que existe na literatura a respeito do modo de falha dos sistemas à base de Y-TZP, alguns estudos demonstram que esse tipo de falha (lascamento) com origem a partir da área de aplicação da carga é bastante encontrado quando o material está em função fisiológica (Rosentritt et al., 2009; Bonfante et al., 2010; Silva et al., 2011). Aparentemente, os lascamentos do presente estudo não iniciaram exatamente a partir da superfície da porcelana, mas sim a partir de defeitos críticos na subsuperfície, como reportado em um estudo de Swain (2009). Assim, considerando que o presente estudo não reproduz uma carga fisiológica, as fraturas não foram originárias da mesma região e, provavelmente, não tenham a mesma causa, concordando com as divergências da literatura no que diz respeito à origem das falhas de sistemas à base de zircônia.

A interface cerâmica-porcelana é uma questão amplamente discutida em um estudo de Ereifej et al. (2011), que

comparou a resistência ao cisalhamento e o modo de falha de um sistema à base de zircônia (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar-Vivadent) e um à base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar-Vivadent). Os autores encontraram diferença nos padrões de falha, sendo que o sistema ZirCAD teve todas as suas falhas adesivas na interface, e o e.max CAD teve falhas coesivas e mistas. Outro estudo (Webber et al., 2003) também encontrou um grande número de lascamentos por deficiência na união da porcelana com uma infra-estrutura à base de alumina (Procera), após a aplicação de carga compressiva. Contrariamente a esses estudos, a análise detalhada dos lascamentos ocorridos no presente experimento revelou que, na sua grande maioria, apenas uma pequena área da interface porcelana/infra-estrutura foi envolvida. Uma das etapas da confecção das coroas do sistema YZ sugeridos pela Vita é a aplicação do *Coloring Liquid* na infra-estrutura previamente ao ciclo de sinterização, passo que foi efetuado no presente estudo. Esse procedimento, associado à aplicação inicial de uma fina camada da porcelana sinterizada pela queima *Wash*, provavelmente favoreceram a união nessa interface, fato já sugerido anteriormente por Borba et al. (2011), que atribuíram isso ao aumento da molhabilidade promovida pelo *Coloring Liquid*. Diferente do presente experimento, Borba et al. (2011) utilizaram um agente de união do mesmo fabricante (*Effect Bonder*, Vita) recomendado para aumentar a união porcelana/infra-estrutura, o que não provocou o efeito desejado. Não obstante, esse agente já foi removido do mercado pelo fabricante.

Como discutido anteriormente, o reforço na infra-estrutura do G20MOD diminuiu a incidência de fraturas catastróficas e aumentou o número de lascamentos, permitindo uma análise estatística que objetivou comparar os valores de carga máxima que desencadearam cada tipo de falha. Curiosamente, os valores médios de carga máxima de fratura das restaurações que sofreram lascamento foram estatisticamente superiores aos valores médios das que tiveram falha catastrófica, resultados

contrários aos presentes na literatura (Webber et al., 2003). Na tentativa de buscar explicações prováveis para esses resultados, uma análise detalhada desse grupo foi realizada baseada em quatro hipóteses para a origem da fratura: defeito provocado pela usinagem, defeito provocado pela aplicação da porcelana, bolha no cimento, aplicação de uma carga em área diferente dos demais grupos. Como a aplicação da porcelana foi efetuada da mesma forma independente do grupo por dois pesquisadores previamente calibrados, é pouco provável que tais resultados sejam explicados pela execução desse procedimento. A análise em estereomicroscópio mostrou apenas uma restauração (G20cMOD - CP 5; carga: 1501 N) contendo bolha na região oclusal. Porém, em todas as restaurações avaliadas, verificaram-se marcas da usinagem das IE no cimento resinoso (Figura 36), sugerindo que esses defeitos podem ter sido críticos e causadores dessas falhas “prematuras”.



Figura 36 – Imagem em estereomicroscópio da superfície do cimento resinoso com as marcações da usinagem da IE após a fratura (restauração do grupo G20cMOD).

Para a avaliação da última hipótese (local de aplicação da carga) proposta para explicar os valores encontrados no G20MOD, foi realizado um novo ensaio computacional (AEF), deslocando

discretamente do centro a área de aplicação da carga. Foi observado que, ao deslocar a carga do centro, a tensão máxima na zona de compressão não teve uma alteração muito significativa, sendo menor (339,5 MPa) que a tensão proveniente de uma carga central (350,8 MPa) (Figura 37). Tais valores comprovam que uma diferença na região de aplicação da carga não resulta na redução significativamente dos valores médios de carga máxima de fratura.

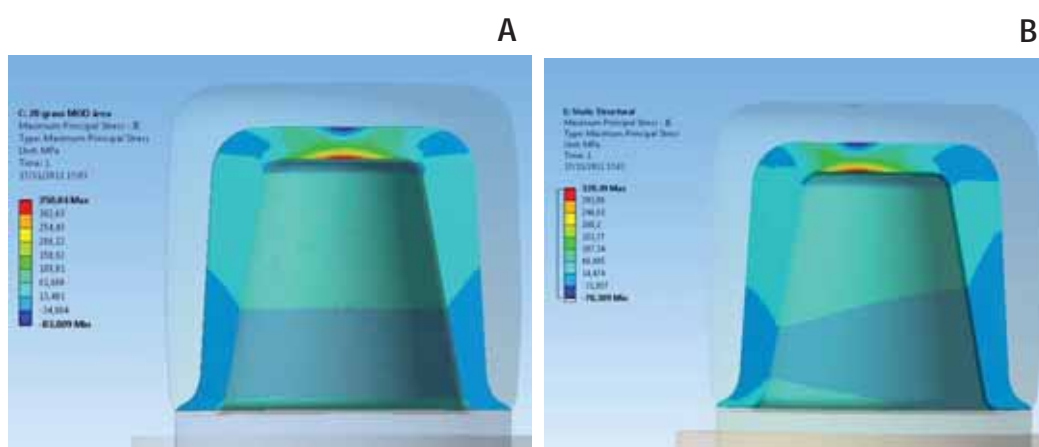


Figura 37 – Avaliação da distribuição de tensões por TMP na IE do grupo G20MOD após a aplicação de uma carga no centro da coroa (A) e discretamente deslocada lateralmente (B).

Com isso, é honesto sugerir que os valores menores encontrados para as falhas catastróficas podem ser resultantes de vários fatores, mas provavelmente associados à usinagem das IE de YZ e à cimentação das restaurações.

Relevância clínica:

Sistemas cerâmicos à base de Y-TZP têm a capacidade de resistir a um estresse muito maior do que é encontrado em situações fisiológicas, independente da angulação do preparo realizado. No entanto,

devido às limitações humanas, ao assentamento passivo e à maior resistência, recomenda-se preparos com convergência oclusal de 20° e infra-estrutura modificada oferecendo maior suporte para a porcelana.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos, foi possível concluir que:

- a) A análise por elementos finitos demonstrou valores máximos de TMP diferentes entre os grupos experimentais, sendo que o menor valor, na infra-estrutura, foi obtido pelo grupo G20MOD, sugerindo seu comportamento superior no teste *in vitro*. As distribuições de tensões foram bastante semelhantes entre os modelos, por isso a primeira hipótese experimental foi parcialmente confirmada;
- b) A angulação do preparo coronário e a modificação da configuração da infra-estrutura influenciaram na resistência à compressão das restaurações cerâmicas à base de Y-TZP. A maior resistência foi alcançada com preparos em 20° de convergência oclusal e infra-estrutura modificada para oferecer maior suporte para a porcelana. Com isso, a segunda hipótese experimental foi confirmada;
- c) O envelhecimento por ciclagem mecânica com 10^6 ciclos não teve influência na resistência à carga compressiva das restaurações, rejeitando a terceira hipótese experimental;

- d) Independente da angulação do preparo coronário utilizada, os sistemas cerâmicos à base de Y-TZP ofereceram uma resistência mecânica à compressão muito superior à carga encontrada em situações fisiológicas.

8 REFERÊNCIAS*

American Society for Testing and Materials. E 494-95, Standard practice for measuring ultrasonic velocity in materials. In: Annual Book of ASTM; 2001c.

American Society for Testing and Materials. B962-08 Standard test methods for density of compacted or sintered powder metallurgy (PM) products using Archimede's principle. In: Book of Standards; 2008.

Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. J Dent Res. 1956 Oct;35(5):664-70.

Annerstedt AL, Engström U, Hansson A, Jansson T, Karlsson S, Liljihagen H, et al. Axial wall convergence of full veneer crown preparations. Documented for dental students and general practitioners. Acta Odontol Scand. 1996 Apr;54(2):109-12.

Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? Clin Oral Implants Res. 2007 Jun;18(3):218-31.

Ayad MF, Maghrabi AA, Rosenstiel SF. Assessment of convergence angles of tooth preparations for complete crowns among dental students. J Dent. 2005 Sep;33(8):633-8.

Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W. Effect of preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. Dent Mater J. 2008 May;27(3):362-7.

* Baseado em:

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

Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int.* 2009 Mar;40(3):243-50.

Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dent Mater J.* 2008 Nov;27(6):814-20.

Bonfante EA, Rafferty B, Zavanelli RA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP, et al. Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. *Eur J Oral Sci.* 2010 Apr;118(2):202-9.

Borba M, de Araújo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dent Mater.* 2011 Dec;27(12):1259-66.

Bottino MA, Faria R, Valandro LF. Perception: esthetics in metal-free prosthesis of natural teeth & implants. São Paulo: Artes Médicas; 2009.

Bowley JF, Kieser. Axial-wall inclination angle and vertical height interactions in molar full crown preparations. *J Dent.* 2007 Feb;35(2):117-23.

Brentel AS, Kantorski KZ, Valandro LF, Fúcio SB, Puppini-Rontani RM, Bottino MA. Confocal laser microscopic analysis of biofilm on newer feldspar ceramic. *Oper Dent.* 2011 Jan-Feb;36(1):43-51.

Cattani Lorente M, Scherrer SS, Richard J, Demellayer R, Amez-Droz M, Wiskott HW. Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet™ Sand. *Dent Mater.* 2010 Nov;26(11):1035-42.

Chan DC, Wilson AH Jr, Barbe P, Cronin RJ Jr, Chung C, Chung K. Effect of preparation convergence on retention and seating discrepancy of complete veneer crowns. *J Oral Rehabil.* 2004 Oct;31(10):1007-13.

Cho L, Song H, Koak J, Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: Effect of variations in preparation design. *J Prosthet Dent.* 2002 Oct;88(4):388-95.

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD–CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater.* 2005 Mar;21(3):242-51.

de Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater.* 2009 Feb;25(2):172-9.

Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *J Prosthet Dent.* 2003 Dec;90(6):591-7.

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

Della Bona A, Anusavice KJ, Dehoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater.* 2003 Nov; 19(7):663-9.

Della Bona A, Donassollo TA, Demarco FF, Barrett AA, Mecholsky Jr JJ. Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. *Dent Mater* 2007 Jun;23(6):769-75.

Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008 Sep;139:8S-13S.

Della Bona A. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. São Paulo: Artes Médicas; 2009.

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 Jan;62(1):32-6.

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):299-307.

Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomater.* 2006 Apr;27(10):2186-92.

Doyle MG, Munoz CA, Goodacre CJ, Friedlander LD, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: 2. *Int J Prosthodont.* 1990 May-Jun;3(3):241-8.

Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dent Mater.* 2011 Jun;27(6):590-7.

Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004 Jan;31(1):18-22.

Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent.* 2001 Apr;85(4):363-76.

Guazzato M, Linda Q, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent.* 2005 Jan;33(1):9-18.

Hattori Y, Satoh C, Kunieda T, Endoh R, Hisamatsu H, Watanabe M. Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. *J Biomech.* 2009 Jul 22;42(10):1533-8.

Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and averagebite pressure. *J Dent Res.* 1999 Jul;78(7):1336-44.

Howell AH, Manly RS. An electronic strain gauge for measuring oral forces. *J Dent Res.* 1948 Dec;27(6):705-12.

Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil.* 2003 Aug;30(8):818-22.

Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):289-98.

Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2010 Oct;104(4):228-38.

Kim JW, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of Hydrothermal Degradation in CAD/CAM Zirconia. *J Dent Res.* 2010 Jan;89(1):91-5.

Leempoel PJ, Lemmens PL, Snoek PA, van 't Hof MA. The convergence angle of tooth preparations for complete crowns. *J Prosthet Dent.* 1987 Oct;58(4):414-6.

Lorenzoni FC, Martins LM, Silva NR, Coelho PG, Guess PC, Bonfante EA, et al. Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *J Dent.* 2010 Aug;38(8):626-34.

Madina MM, Ozcan M, Badawi MF. Effect of surface conditioning and taper angle on the retention of IPS e.max Press crowns. *J Prosthodont.* 2010 Apr;19(3):200-4.

Miyaura K, Matsuka Y, Morita M, Yamashita A, Watanabe T. Comparison of biting forces in different age and sex groups: a study of biting efficiency with mobile and non-mobile teeth. *J Oral Rehabil.* 1999 Mar;26(3):223-7.

Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiao YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent.* 2002 Mar;87:248-55.

Necchi S, Taschieri S, Petrini L, Migliavacca F. Mechanical behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments in simulated clinical conditions: a computational study. *Int Endod J.* 2008 Nov;41(11):939-49.

Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1988 Aug;60(2):148-51.

Parker MH, Calverley MJ, Gardner FM, Gunderson RB. New guidelines for preparation taper. *J Prosthodont.* 1993 Mar;2(1):61-6.

Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009 Feb;88(2):366-77.

Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater.* 2007 Sep;23(9):1086-92.

Quinn GD. *Fractography of ceramics and glasses.* Washington: Natl Inst Stand Technol; 2007.

Quinn JB, Quinn GD. Material properties and fractography of an indirect dental resin composite. *Dent Mater.* 2010 Jun;26(6):589-99.

Rafferty BT, Janal MN, Zavanelli RA, Silva NRRF, Rekow ED, Thompson VP, et al. Design features of a three-dimensional molar crown and related maximum principal stress. A finite element model study. *Dent Mater.* 2010 Feb;26(2):156-63.

Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent.* 2006 Oct;96(4):237-44.

Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater.* 2006 Feb;22(2):125-32.

Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent.* 2009 Dec;37(12):978-83.

Roudsari RV, Satterthwaite JD. The influence of auxiliary features on the resistance form of short molars prepared for complete cast crowns. *J Prosthet Dent.* 2011 Nov;106(5):305-9.

Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-Year Clinical Results of Zirconia Frameworks for Posterior Fixed Partial Dentures. *Int J Prosthodont.* 2007 Jul-Aug;20(4):383-8.

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

Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater.* 2008 Aug;24(8):1107-13.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* 4th ed. Tokio: Quintessence; 2007.

Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, Vilmann A, Sodeyama A, Matsumoto M. Effects of ethnicity, gender and age on clenching force and load distribution. *Clin Oral Investig.* 2001 Mar;5(1):63-8.

Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res*. 2011 Jan;90(1):104-8.

Smith CT, Gary JJ, Conkin JE, Franks HL. Effective taper criterion for the full veneer crown preparation in preclinical prosthodontics. *J Prosthodont*. 1999 Sep;8(3):196-200.

Stuart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater*. 2007 Jan;23(1):106-14.

Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*. 2005 May;21(5):476-82.

Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater*. 2009 Jun;5(5):1668-77.

Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil*. 1998 Sep;25(9):681-6.

Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res*. 1993 Jun;101(3):171-5.

Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent*. 2003 Feb; 89(2):154-60.

Wilson AH Jr, Chan DC. The relationship between preparation convergence and retention of extracoronal retainers. *J Prosthodont*. 1994 Jun;3(2):74-8.

Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant Screw mechanics and the settling effect: an overview. *J Oral Implantol*. 2003;29(5):242-5.

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