UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

Carlos Eduardo Edwards Rezende

**Influência da contração de sinterização na adaptação de *copings* de
Y-TZP: Efeito na distribuição de tensões**

BAURU
2015

Carlos Eduardo Edwards Rezende

**Influência da contração de sinterização na adaptação de *copings*
de Y-TZP: Efeito na distribuição de tensões**

Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo
Coorientadora: Prof^a. Dr^a. Ana Flávia S. Borges

Versão Corrigida

BAURU
2015

R339i Rezende, Carlos Eduardo Edwards
Influência da contração de sinterização na
adaptação de *copings* de Y-TZP: Efeito na
distribuição de tensões. – Bauru, 2015.
113 p. : il. ; 31cm.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia
de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

Nota: A versão original desta tese encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

DEDICATÓRIA

Dedico todo o esforço embutido nos caracteres deste trabalho à personificação de um anjo... minha esposa **Tutu**. Obrigado por me apoiar durante todo o tempo, sei o quanto você teve que se esforçar. Essa conquista é tão sua quanto minha!

Aproveito para citar um trecho de uma música que me fazia lembra-la após nos conhecermos, acho que cabe para o momento:

*“Muitas vezes o coração
Não consegue compreender
O que a mente não faz questão
Nem tem forças pra obedecer
Quantos sonhos já destrui
E deixei escapar das mãos
Se o futuro assim permitir
Não pretendo viver em vão
Meu amor, não estamos sós
Tem um mundo a esperar por nós...”*

(Seu Jorge / David Bowie)

E que venham nossos próximos sonhos!

AGRADECIMENTOS

Agradeço à **Deus**, pelas oportunidades concedidas, e por me agraciar com saúde e determinação para superar todos os desafios desta e de outras empreitadas.

À CAPES, por ter financiado as bolsas de Doutorado e Doutorado Sanduíche (processo 8058-13-0), sem tal incentivo este trabalho não seria o mesmo.

À FAPESP, por ter prestado auxílio financeiro (processo 2011/18061-0) e acreditado no potencial deste projeto.

Às funcionárias da secretaria de pós-graduação pela atenção e pelo empenho em todos os momentos necessários.

Às secretárias do departamento de prótese, **Deborah Blasca** e **Ana Claudia**, bem como a secretária do Departamento de Materiais Dentários, **Sandra**, pela disponibilidade e empenho com o qual me receberam sempre que necessitei de ajuda.

Aos meus colegas de Doutorado, **Carol Ortigosa**, **Fernanda Stancari**, **Fernanda Lima**, **Hugo**, **Luana**, **Livia Santos**, **Livia Sales**, **Luiz Alves**, **Luis Esper**, **Max Doria**, **Michyele**, **Naila** e **Vitor**, pela convivência harmoniosa.

Aos **colegas do curso de Mestrado** em Reabilitação Oral da FOB/USP pelas trocas de conhecimento durante os seminários.

À minha colega de projeto e de pós-graduação, **Carla Muller Ramos**. Sua ajuda foi de grande utilidade neste projeto.

Aos **Professores do Departamento de Prótese** da FOB-USP pelos ensinamentos prestados durante todos estes anos.

Aos Professores, **Estevam Augusto Bonfante**, **Ana Lúcia Pompéia Fraga de Almeida**, **Accácio Lins do Valle** e, principalmente, ao professor **Luiz Fernando Pegoraro** que partilharam parte do seu vasto conhecimento durante os seminários do Doutorado.

Ao professor **José Roberto P. Lauris**, pelo comprometimento, dedicação e paciência na elaboração do tratamento estatístico do presente trabalho.

À professora **Ana Flávia Sanches Borges**, minha co-orientadora, por ter confiado a mim parte de seu projeto de auxílio FAPESP. Sua pró-atividade e comprometimento com tudo o que foram um grande estímulo. Foi muito gratificante poder trabalhar com uma pesquisadora competente e motivadora como você. Obrigado por tudo!

Ao professor **Jason Alan Griggs**, pelos ensinamentos, pela paciência e por ter aceitado participar de tal projeto. Sua contribuição foi fundamental para a idealização e execução deste trabalho. Obrigado por ter acolhido tão bem a mim e a minha esposa durante nossa passagem no Mississippi.

Ao professor **José Henrique Rubo**, meu orientador, pela confiança e pelos ensinamentos. A calma e a integridade com as quais o senhor enfrenta os desafios foram um grande exemplo durante toda esta trajetória. O senhor me abriu a porta para que eu estivesse aqui hoje. Foi uma grande honra trabalhar ao lado de uma pessoa de tamanho caráter, o senhor tem minha sincera gratidão e respeito. Conte comigo para o que precisar.

Ao solícito amigo **Alcides Urias**, grato pela gentileza e disposição em receber-me sempre que procurei ajuda no Departamento de Materiais Dentários.

Ao Laboratório de Prótese Portalupi, representado pelo técnico Thomas, que tão prontamente nos atendeu e prestou grande ajuda para o entendimento do sistema CAD/CAM utilizado neste estudo.

Ao amigo **Max Laurent**, pelas conversas, pelas trocas de experiências, pela companhia e pela gentileza com a qual sempre nos brindou. É sempre bom ter pessoas de bem por perto, agradeço a oportunidade de nos tornarmos amigos. Muchas Gracias mi amigo!!

Aos mais que amigos, **Otávio Pagin** e **Bruna Centurion**, os quais, sem exagero, foram como uma família durante este período. Obrigado por me acolher e me apoiar (e me suportar) por todo este tempo. Serei eternamente grato pela atenção, pelo carinho e pela paciência que tiveram comigo. Desejo tudo de melhor para vocês.

Aos amigos, **Edson Zen**, **Michelly Alves** e **Renato Salina** pelos momentos de descontração que passamos juntos em Bauru nestes anos. Vocês são e serão sempre boas companhias onde quer que estejamos.

Aos amigos **João Paulo Cenizo**, **Fábio Kenji Shiratori** e **Alex Casati Lopes** por me terem me apoiado e compreendido minha ausência nos momentos em que contavam comigo.

Aos colegas de Laboratório na UMMC, **Pedro Henrique Corazza**, **Gabriela Romanini Basso**, **Karen Akemi Fukushima**, **Gaurav Joshi**, **Paul Turner** e **Yuanyuan Duan**, que por muitas vezes amenizaram as saudades que sentimos dos amigos e familiares, durante nossa estadia no Mississippi.

À **minha família** (Avós, Tios, Tias, Irmãos, Tati...), por ter dado suporte e compreendido minha ausência neste período “turbulento”.

Aos **meus pais**, **Sergio** e **Silvia** que sempre investiram na minha formação, seja como pessoa ou como profissional. Eu não chegaria aqui se não fosse pelos princípios a mim ensinados por vocês. Vocês foram os primeiros e os mais importantes professores que tive. Ensinaram-me valores, os quais levarei por toda a vida. Devo eterna gratidão a vocês.

À minha **sogrinha, Maria Alice**, que me acolheu em sua família e me confiou sua amada filha. Obrigado pela compreensão e por estar sempre disposta a nos ajudar. A senhora pode morar lá em casa quando ficar velhinha!

À **minha esposa Marina (Tutu)**, o maior presente que a vida me deu. Sem você tudo seria mais difícil. Obrigado por me apoiar e por ter paciência (muita paciência!) durante esta jornada. Sei do quanto teve que abrir mão para que chegássemos a este momento e entendo isso como uma enorme prova de amor. Obrigado por tornar este sonho possível.

RESUMO

A longevidade das coroas cerâmicas depende, entre outros fatores, de sua adaptação ao pilar, bem como da distribuição das tensões nas mesmas. Não há um consenso sobre a melhor adaptação dos *copings* de zircônia feitos em CAD/CAM em relação aos métodos convencionais, podendo haver uma influência da contração de sinterização sobre esta. O presente estudo avaliou as alterações dimensionais decorrentes do processo de sinterização em três diferentes marcas comerciais de blocos de zircônia, relacionando-as com a adaptação de *copings* confeccionados por um sistema CAD/CAM, além de avaliar como a adaptação de tais *copings* poderia impactar na distribuição de tensões em coroas cerâmicas bi-camadas com estrutura de zircônia. A contração de sinterização das três marcas comerciais de zircônia foi obtida experimentalmente a partir da mensuração de espécimes geométricos. Trinta e seis *copings* de zircônia confeccionados por CAD/CAM foram divididos em três grupos (n=12): ZMAX – a partir de blocos de IPS E.max ZirCad (Ivoclar Vivadent; Liechtenstein); ZYZ – blocos de InCeram YZ (Vita Zahnfabrik; Alemanha) e; ZMC – zircônia de manufatura controlada (Zirklein/Biodinâmica; Brasil). Os *copings* foram escaneados em micro-CT antes e após a sinterização para que as alterações dimensionais decorrentes do processo de sinterização fossem obtidas a partir da mensuração de cortes específicos. Os dados das alterações dimensionais obtidos para os espécimes geométricos e para os *copings* foram confrontados com as taxas de contração de sinterização informadas pelos fabricantes dos blocos de zircônia. Os *copings* sinterizados foram assentados sobre um pilar de zircônia e levados ao micro-CT para averiguação da adaptação interna e marginal dos mesmos. As mensurações foram realizadas pelo software ImageJ em 33 pontos diferentes. Os dados da adaptação possibilitaram a comparação estatística ($p \leq 0,05$) entre marcas comerciais e locais de mensuração, bem como a comparação entre a adaptação obtida experimentalmente e àquela determinada no software CAD/CAM para confecção dos *copings*. As imagens de micro-CT dos *copings* com menor e maior espaçamento foram utilizadas para a construção de modelos de elemento finito tridimensionais visando avaliar a distribuição de tensões em função do espaçamento coping/pilar na região oclusal. A contração de sinterização obtida para os espécimes geométricos foi $21,59 \pm 1,14\%$; $20,63 \pm 0,96\%$ e $20,73 \pm 0,92\%$ para os grupos ZMAX,

ZYZ e ZMC, respectivamente. Todos os grupos apresentaram diferença estatística entre a taxa de contração do fabricante e a obtida experimentalmente. A análise das alterações dimensionais dos *copings* demonstrou incompatibilidade entre a taxa de contração ocorrida nos *copings* e àquela informada pelos fabricantes dos grupos ZMAX e ZMC. Também houve diferença entre a taxa de contração dos espécimes geométricos e a dos *copings* para todos os grupos estudados. Não houve uniformidade de contração de sinterização das paredes dos *copings*. Não houve diferença estatística entre os grupos para a adaptação marginal, havendo diferença apenas para a adaptação interna e entre as diferentes regiões mensuradas, havendo maior espaçamento na região oclusal. Considerando as diferentes faces axiais do *coping*, houve maior espaçamento na região vestibular. A comparação entre a adaptação obtida e àquela determinada pelo sistema CAD/CAM demonstrou diferença estatística em determinadas regiões mensuradas para todos os grupos. A avaliação da distribuição de tensões pelo método de elementos finitos demonstrou maior concentração de tensão no modelo com maior espaçamento entre *coping* e pilar na porção oclusal. Concluiu-se que não houve uniformidade na contração de sinterização, a marca comercial dos blocos de zircônia influenciou na adaptação, os parâmetros de espaçamento *coping*/pilar determinados no sistema CAD/CAM não foram obtidos na prática e, um maior espaçamento interno entre coping e pilar na região oclusal resultou em maior concentração de tensões na coroa cerâmica

Palavras-Chave: Coroas Dentárias. Análise do Estresse Dentário. Adaptação Marginal Dentária. Cerâmica.

ABSTRACT

Influence of Sintering Shrinkage on the Fit of Y-TZP Copings: Effect on Stress Distribution.

The longevity of ceramic crowns depends, among other factors, on its fit and the stress distribution. There is no consensus regarding the better fitting of zirconia CAD/CAM made crowns over conventional methods and may be an influence of zirconia sintering shrinkage on the abutment/coping spacing. This study aimed at evaluating the dimensional changes from sintering process of three zirconia blocks trademarks, relating them to the fit of CAD / CAM made zirconia copings, and to evaluate how the fit of such *copings* could impact on the stress distribution in bi-layered Y-TZP based ceramic crowns. The sintering shrinkage of the three trademarks of zirconia was obtained experimentally from the measurement of geometric specimens. Thirty-six zirconia copings made by CAD / CAM were equally divided into three groups (n = 12): ZMAX - from blocks of IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein); ZYZ - InCeram YZ blocks (Vita Zahnfabrik, Germany) and; ZMC - controlled manufacturing zirconia (Zirklein/Biodinamica, Brazil). The copings were scanned in micro-CT before and after the sintering so that dimensional changes from the sintering process were obtained from measurements taken from specific slices. Data from dimensional changes obtained for the geometric specimens and for the copings were faced with the sintering shrinkage rates reported by the manufacturers of zirconia blanks. The sintered copings were settled on a zirconia abutment and taken to the micro-CT scanner to evaluate its marginal and internal fit. Thirty three different points were measured using the Image J software. The data enabled the statistical comparison ($p \leq 0,05$) between trademarks and measurement sites, as well as the comparison between the fit obtained experimentally with that stipulated by the CAD / CAM software. The micro-CT images of copings with smaller and larger cement space were used to build finite element models to evaluate stress distribution as a function of the abutment/coping fit in the occlusal aspect. The sintering shrinkage obtained for the geometric specimens was $21.59 \pm 1.14\%$, $20.63 \pm 0.96\%$ and $20.73 \pm 0.92\%$ for ZMAX, ZYZ and ZMC groups, respectively. All groups showed statistical difference between the sintering shrinkage rate reported by

the manufacturer and those obtained experimentally. The copings dimensional changes analysis showed incompatibility between the rates of shrinkage occurred in copings and to that reported by the manufacturers of ZMAX and ZMC groups. There was also a difference between the sintering shrinkage rate of the geometric specimens and the copings for all groups. In general, the sintering shrinkage of the walls of the copings showed no uniformity. Considering the adaptation of copings, there was no statistical difference between the groups for marginal fit, with differences only for internal fit and between the different regions measured. The thicker gap was found in the occlusal aspect. Considering the different axial aspects of the coping, the thicker spacing was found in the buccal region. The comparison between the fit obtained experimentally with that determined by the CAD/CAM system showed statistically significant differences in certain measured regions for all groups. The evaluation of stress distribution by finite element method showed higher stress concentration in the model with thicker cement space on the occlusal aspect. It was concluded that the sintering shrinkage did not occur uniformly; the adaptation of copings differed from a trademark to another; the obtained fitting did not achieve parameters determined in the CAD / CAM system; and a higher internal spacing between coping and abutment in the occlusal aspect resulted in higher stress concentration in the ceramic bi-layered crowns.

Key-Words: Dental Crowns. Dental Stress Analysis. Dental Marginal Adaptation. Ceramics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	- Espécimes geométricos com dimensões adequadas antes e após a sinterização	47
Figura 2	- Espécimes demarcados e mapeados sendo levados ao forno para sinterização	48
Figura 3	- Espécime composto de Implante, pilar e <i>coping</i>	50
Figura 4	- Pilar de Y-TZP confeccionado em CAD/CAM adaptado ao link metálico (TiBase)	50
Figura 5	- Escaneamento do pilar pelo escâner InEOS Blue com o auxílio de um dispositivo rotatório	52
Figura 6	- Desenho do <i>coping</i> pelo software CEREC 4.0.....	52
Figura 7	- Escaneamento do código de barras contendo as informações da contração de sinterização especificamente para este determinado bloco.....	52
Figura 8	- Diferença de tamanho entre <i>copings</i> antes (à esq.) e após (à dir.) o processo de sinterização.	53
Figura 9	- <i>Copings</i> mapeados para identificação antes do processo de sinterização.....	53
Figura 10	- Mensuração do espécime geométrico.....	54
Figura 11	- Pontos de mensuração da espessura das paredes dos <i>copings</i> nos cortes vestibulo lingual e mesio-palatino.....	56
Figura 12	- As distâncias mensuradas dos <i>copings</i> antes e após a sinterização dos <i>copings</i> para determinar a contração de sinterização.....	56
Figura 13	- mensuração dos ângulos entre as paredes axiais (vestibular e palatina) internas do <i>coping</i> e as paredes oclusais internas	57
Figura 14	- Distribuição dos pontos de mensuração da adaptação dos <i>copings</i>	61
Figura 15	- Áreas de agrupamento das mensurações no plano horizontal.....	63

Figura 16 - Áreas de agrupamento das mensurações no plano vertical.....	63
Figura 17 - Modelos 3D das partes que compuseram o modelo de elementos finitos.	65
Figura 18 - Modelo 3D completo com as partes devidamente encaixadas umas às outras.....	66
Figura 19 - Aspecto do modelo após a geração da malha volumétrica demonstrando a interação entre as partes de um modelo, condições de contorno e direção da aplicação da carga.....	67
Figura 20 - Determinação dos nós para aplicação da carga axial.....	69
Figura 21 - Valores médios $\pm$ desvio padrão da contração de sinterização para os locais mensurados nos <i>copings</i> do grupo ZMAX.	76
Figura 22 - Valores médios $\pm$ desvio padrão da contração de sinterização para os locais mensurados nos <i>copings</i> do grupo ZMC.	76
Figura 23 - Valores médios $\pm$ desvio padrão da contração de sinterização para os locais mensurados nos <i>copings</i> do grupo ZYZ.	77
Figura 24 - Distribuição das tensões na coroa do modelo com menor espaçamento entre <i>coping</i> e pilar.	83
Figura 25 - Distribuição das tensões na cerâmica de cobertura no modelo com menor espaçamento entre <i>coping</i> e pilar.....	83
Figura 26 - Distribuição das tensões no <i>copings</i> de Y-TZP no modelo com menor espaçamento entre <i>coping</i> e pilar.	84
Figura 27 - Distribuição das tensões na coroa do modelo com maior espaçamento entre <i>coping</i> e pilar.	84
Figura 28 - Distribuição das tensões na cerâmica de cobertura no modelo com maior espaçamento entre <i>coping</i> e pilar.....	85
Figura 29 - Distribuição das tensões no <i>copings</i> de Y-TZP no modelo com maior espaçamento entre <i>coping</i> e pilar.....	85

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Descrição da distribuição nos grupos e composição dos blocos de zircônia estudados (n=12).....	46
Tabela 2 - Ciclo de sinterização utilizado para os espécimes geométricos e anatômicos	49
Tabela 3 - Parâmetros de escaneamento dos <i>copings</i>	55
Tabela 4 - Parâmetros de escaneamento para a análise da adaptação	59
Tabela 5 - Média e desvio padrão (DP) da adaptação para os diferentes pontos mensurados em diferentes escaneamentos do mesmo espécime	62
Tabela 6 - Dimensão do espaçamento entre <i>coping</i> e pilar para os modelos com maior e menor espaçamento	64
Tabela 7 - Valores das constantes elásticas para os materiais componentes do modelo de EF; Módulo de elasticidade (<i>E</i>) em <i>GPa</i> e densidade (<i>d</i>) em <i>g/cm³</i>	67
Tabela 8 - Valores de contração de sinterização para os diferentes locais mensurados para o grupo ZMAX	73
Tabela 9 - Valores de contração de sinterização nos diferentes locais de mensuração para o grupo ZYZ	74
Tabela 10 - Valores de contração de sinterização nos diferentes locais de mensuração para o grupo ZMC	74
Tabela 11 - Valores médios de contração de sinterização e desvio padrão para os diferentes grupos em comparação com valores de contração de sinterização fornecidos pelos fabricantes.....	75
Tabela 12 - Resultado da comparação entre os diferentes locais mensurados para a variável Contração de sinterização média das paredes dos <i>copings</i>	78
Tabela 13 - Valores médios para a alteração dimensional dos ângulos do terço oclusal dos <i>copings</i>	78

Tabela 14 - Comparativo da contração de sinterização entre as diferentes regiões do <i>coping</i> ; terço médio (D1) x margem (D2)	79
Tabela 15 - Resultados dos testes-T ($p \leq 0,05$) para o grupo ZMAX; comparações das taxas de contração de sinterização das diferentes regiões dos <i>copings</i> com a dos espécimes geométricos e a taxa informada pelo fabricante.....	79
Tabela 16 - Resultados dos testes-T ($p \leq 0,05$) para o grupo ZYZ; comparações das taxas de contração de sinterização das diferentes regiões dos <i>copings</i> com a dos espécimes geométricos e a taxa informada pelo fabricante.....	79
Tabela 17 - Resultados dos testes-T ($p \leq 0,05$) para o grupo ZMC; comparações das taxas de contração de sinterização das diferentes regiões dos <i>copings</i> com a dos espécimes geométricos e a taxa informada pelo fabricante.....	80
Tabela 18 - Resultados para adaptação do <i>coping</i> no plano horizontal.....	80
Tabela 19 - Resultados para adaptação considerando as faces axiais da coroa no plano vertical.	80
Tabela 20 - Resultados para adaptação considerando as faces axiais da coroa no plano vertical.	81
Tabela 21 - Resultado do teste de Dunnett ($p \leq 0,05$) para a comparação entre a adaptação dos <i>copings</i> e ao padrão do CEREC nas considerando as regiões no plano vertical.	81
Tabela 22 - Valores das maiores tensões (MPa) nas diferentes partes e locais das coroas.....	86

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Resultado do teste de convergência para o modelo com menor espaçamento oclusal	68
Gráfico 2 - Resultado do teste de convergência para o modelo com maior espaçamento oclusal.....	69

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	23
2.1	Zircônia	25
2.2	Alterações Dimensionais x Processo de Sinterização da Y-TZP.....	28
2.3	Adaptação de <i>Copings</i> e Estruturas de PPFs	30
2.4	Adaptação Interna x Distribuição de Tensões	35
3	PROPOSIÇÃO	39
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	43
4.1	Confecção dos blocos de Manufatura Controlada	45
4.2	Avaliação das alterações dimensionais	45
4.3	Avaliação da Adaptação dos <i>copings</i> de Y-TZP.....	58
4.4	Análise das Tensões nas coroas cerâmicas em função da adaptação.....	64
5	REULTADOS	71
5.1	Alterações Dimensionais	73
5.2	Análise da Adaptação dos <i>Copings</i>	80
5.3	Avaliação da distribuição de tensões.....	82
6	DISCUSSÃO	87
6.1	Alterações Dimensionais x Processo de Sinterização da Y-TZP.....	89
6.2	Adaptação dos <i>copings</i>	92
6.3	Distribuição de Tensões x Adaptação interna	95
6.4	Considerações Finais	98
7	CONCLUSÃO.....	99
	REFERÊNCIAS	103

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A longevidade clínica das próteses fixas tem sido foco de pesquisas e discussões no meio científico odontológico e, tem sido o objetivo principal do profissional que trabalha na área de reabilitação oral. Tal longevidade depende, entre outros fatores, das características do preparo dos dentes pilares, do design da prótese, do material da qual ela é feita e da adaptação da prótese ao dente pilar (GUESS et al 2013; CORAZZA et al 2013).

A cárie marginal é o principal fator de insucesso, em longo prazo, de coroas e próteses fixas sobre dentes (BACKER et al 2006). Tal problema clínico é diretamente relacionado à sua adaptação marginal. Uma adaptação inadequada da prótese ao pilar aumenta o risco de cárie em dentes pilares (KARLSSON 1986), assim como pode causar a decimentação da peça protética (JACOBS, WINDELER 1991) ou inflamação dos tecidos periodontais (SORENSEN et al 1986), em caso de dentes, e peri-implantares, em casos de próteses sobre implantes (JEMT, BOOK 1996).

Outro fator que afeta a longevidade das próteses fixas é a resistência mecânica das mesmas. Estudos clínicos (LARSSON, STEYERN 2010; ETMAN, WOOLFORD 2010; RINKE et al 2013; VIGOLO, MATUTINELI 2012) e de revisão sistemática (PJETURSSON et al 2007) têm relatado falhas mecânicas de próteses fixas, associando-as ao desenho da prótese, ao material do qual é feita, à intensidade das forças às quais foi submetida e até à adaptação interna entre a prótese e o pilar.

Outro quesito que exerce influência no sucesso de próteses fixas é a estética apresentada pelas mesmas. O resultado estético é influenciado por fatores como formato da prótese, espessura de material restaurador, características ópticas do material restaurador, textura de superfície e resistência do material ao manchamento (PJERTUSSON et al 2007; FASBINDER 2010). Nesse contexto, surgiram as próteses totalmente cerâmicas.

As restaurações em cerâmica pura foram desenvolvidas visando à melhoria estética das próteses dentais. Porém, para que seu uso clínico seja viável, tais

materiais restauradores devem apresentar propriedades físicas e mecânicas que proporcionem adequada resistência e facilidade de adaptação ao preparo (YEO, YANG, LEE 2003; NAERT et al 2005). Com isso, nas últimas décadas, diferentes sistemas cerâmicos foram desenvolvidos, buscando aproximar a resistência dos mesmos à das ligas metálicas utilizadas tradicionalmente nas próteses odontológicas. Os principais materiais cerâmicos atualmente utilizados para tal fim são o dissilicato de lítio, o óxido de alumínio e a zircônia (CONRAD et al 2007).

Algumas complicações mecânicas têm sido associadas às restaurações totalmente cerâmicas, como por exemplo, a fratura ou a perda de adesão do material de revestimento da prótese. (CHRISTENSEN, PLOEGER 2010). Tais problemas ocorrem sob concentração de tensões e são influenciados pelo desenho e processamento das restaurações, pela espessura de cerâmica, pelo módulo de elasticidade do pilar e pela espessura de cimento (KELLY 1999; SCHERRER et al 2006; MAY et al 2011). Estudos recentes têm mostrado a ocorrência da concentração de tensões na superfície interna da face oclusal do *coping* em coroas totalmente cerâmicas (SCHERRER et al 2006; DELLA BONA et al 2013).

Devido às características de alta resistência mecânica apresentada pelas cerâmicas à base de zircônia, elas podem ser indicadas como infraestrutura de restaurações submetidas a uma alta concentração de tensões, como coroas de dentes posteriores, próteses parciais fixas (BORBA et al 2011) e próteses sobre implantes (DENRY, KELLY 2008). Esses sistemas estão disponíveis em forma de blocos de zircônia pré-fabricados para fresagem com a tecnologia CAD/CAM. Após o enceramento virtual do *coping*, o bloco de zircônia é esculpido por uma máquina de fresagem, obtendo-se o *coping* de zircônia. Este por sua vez é levado a um forno, para que seja realizado o processo de sinterização da zircônia. Em seguida, aplica-se uma cerâmica de cobertura específica que apresenta melhores propriedades ópticas e que confere à restauração indireta uma aparência mais semelhante à da estrutura dentária (MIYAZAKI et al 2013).

Além das propriedades mecânicas, a adaptação marginal de peças confeccionadas com zircônia complementa os requisitos mínimos necessários para que este material possa ser considerado adequado às funções para as quais será empregado (NAERT et al 2005), especialmente em se tratando de peças usinadas

nos sistemas CAD/CAM. A perfeita adaptação marginal de um *coping* cerâmico é um dos principais fatores responsáveis pela longevidade das restaurações sem metal. A presença de fendas marginais no meio bucal certamente provocará uma exposição maior do agente cimentante e sua possível dissolução, resultando em microinfiltração e inflamação gengival (JACOBS, WINDELER 1991; CHAAR et al 2011).

Essa discrepância entre a margem do preparo e a peça cimentada pode ser influenciada por muitos fatores como o material a ser utilizado e a sequência da técnica laboratorial executada (MARTÍNEZ-RUS et al 2011), além da contração decorrente do processo de sinterização (KUNII et al 2007; KOHORST et al 2009). Alguns autores têm afirmado que as deficiências de adaptação marginal encontradas em uma infraestrutura CAD/CAM são menores quando comparadas com a da técnica convencional da cera perdida, pois o operador pode analisar com mais precisão e uniformidade o ajuste dessas estruturas (QUINTAS et al 2004). Entretanto, outros trabalhos afirmam o contrário, com estruturas fresadas no sistema CAD/CAM apresentando maior desadaptação em relação às obtidas a partir das técnicas convencionais (LEONG et al 1994; TAN et al 2008; MARTINS et al 2012).

A espessura de cimento entre o *coping* e o pilar também deve ser considerada um fator determinante para o sucesso a longo-prazo das restaurações cerâmicas, uma vez que pode exercer influência na resistência estrutural das mesmas. Um maior espaço para cimentação pode aumentar o risco a fratura da coroa (PALLIS et al 2004; MAY et al 2011). Por outro lado, um espaço insuficiente para o agente cimentante pode levar à maior desadaptação marginal (QUINTAS et al 2004).

Há diversos sistemas CAD/CAM que disponibilizam blocos de zircônia para fresagem e confecção de infraestruturas protéticas (WITTNEBEM et al 2009). No mercado nacional, estes sistemas variam quanto ao *software*, máquinas de fresagem, autonomia de planejamento virtual das peças para o profissional e composições dos blocos de zircônia. Devido a tantas variáveis entre os diferentes sistemas existentes, faz-se necessário estudo sobre os diferentes materiais à base de zircônia disponíveis para confecção de infraestruturas, quanto à adaptação marginal de peças confeccionadas por sistemas CAD/CAM, uma vez que por meio

deste, avalia-se a eficiência dos mesmos desde o design (CAD) à manufatura (CAM).

Diferentes métodos vêm sendo utilizados para mensurar a adaptação marginal e interna de *copings* e estruturas cerâmicas. Os mais comumente utilizados seriam a microscopia eletrônica de varredura e a técnica da réplica, na qual um material de moldagem é utilizado para reproduzir o espaço para a cimentação da prótese (ABDUO, LYONS, SWAIN 2010; NAWAFLEH et al 2013). Para a avaliação da adaptação interna do *coping* utilizando microscopia eletrônica de varredura (MEV), seria necessária a secção do corpo-de-prova, impossibilitando sua utilização para experimentos complementares. Além disso, não há a possibilidade de se realizar a mensuração em diversos pontos, podendo ocasionar vieses aos resultados do estudo (CONTREPOIS et al 2013).

Estudos recentes têm utilizado escaneamento dos corpos-de-prova a partir de micro tomografia computadorizada (Micro-CT) como um meio de mensurar os espaços internos e marginais entre estruturas cerâmicas e pilares (PELEKANOS et al 2009; SEO et al 2009; BORBA et al 2011; PRASAD et al 2013). Tal método teria como vantagem a conservação dos corpos-de-prova e a reprodução do espaço para cimentação da peça em um padrão tridimensional, possibilitando a mensuração em diversos pontos (BORBA et al 2011).

O conhecimento sobre como os estresses são dissipados sobre a restauração cerâmica é outro importante fator que permite prever o sucesso clínico das mesmas (DE JAGER et al 2005). Entre os métodos disponíveis para a mensuração da dissipação de forças nos sistemas de próteses dentárias, está o da análise dos elementos finitos, o qual se baseia em modelos virtuais tridimensionais das restaurações, permitindo a simulação das forças aplicadas sobre a restauração de forma a possibilitar a visualização das regiões de maior concentração de tensões (ANUSAVICE, KAKAR, FERREE 2007). Alguns estudos têm demonstrado a efetividade de tal método na avaliação da dissipação de forças e expectativa da longevidade de coroas e próteses totalmente cerâmicas (MAY et al 2011; DELLA BONA et al 2013).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ZIRCÔNIA

O material conhecido como Zircônia, trata-se na realidade do óxido de Zircônio (ZrO_2) e foi descoberto no ano de 1789 pelo químico alemão Martin H. Klaproth (PICONI, MACCAURO 1999). Em 1975, Garvie e Hannik-Pascoe demonstraram que a resistência estrutural deste material seria comparável às ligas metálicas rígidas, como o aço. Devido a tais características mecânicas, bem como sua biocompatibilidade, a Zircônia passou a ser indicada na confecção de estruturas de próteses ortopédicas e, posteriormente, nas próteses odontológicas (MANICONE, IOMETTI E RAFAELLI, 2007). Seu uso na Odontologia foi impulsionado pela tecnologia CAD/CAM, ou seja, *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing* (DENRY, KELLY 2008).

A zircônia pode assumir três formas cristalográficas, conforme as condições ambientais, dependendo da temperatura: monoclinica, tetragonal e cúbica. A zircônia se encontra estável na forma monoclinica da temperatura ambiente até 1170 °C. A estrutura cristalina se apresenta na forma tetragonal nas temperaturas entre 1170 e 2370 °C, e acima dessa temperatura os grãos da zircônia passam para a fase cúbica (PICONI, MACCAURO 1999).

A Zircônia se distingue das demais cerâmicas odontológicas pela sua alta resistência à fratura, a qual é atribuída ao fenômeno conhecido como “*transformation toughening*”, representado pelo aumento da tenacidade do material pela transformação de fase cristalina (CHEVALIER 2006). Na presença de um defeito estrutural, como uma trinca, os grãos de Y-TZP que envolvem tal trinca mudam da fase cristalina tetragonal para a monoclinica, passando por uma expansão volumétrica em torno de 4% quando submetidos a esforços que tenderiam a ampliar a trinca. Com esse aumento de volume desses grãos há uma compressão na periferia da trinca que evita a expansão da mesma. (PICONI, MACCAURO 1999; DENRY, KELLY 2008).

As estruturas de Y-TZP para próteses cerâmicas confeccionadas em CAD/CAM podem ser feitas a partir da usinagem de blocos sinterizados parcialmente (*soft machining*), quanto pela usinagem de um bloco de zircônia previamente sinterizado (*hard machining*) (DENRY, KELLY, 2008). A primeira técnica (*soft machining*) é a mais utilizada na construção de próteses odontológicas. Nesta técnica, a estrutura é fresada com volume aumentado (em torno de 20%) para compensar a contração de sinterização do material (DENRY, KELLY 2008; MIYAZAKI et al 2013). Geralmente, os fabricantes dos blocos fornecem a informação sobre a taxa de contração de sinterização dos blocos através de um código de barras impresso no mesmo. Este código de barras é então registrado por um leitor a laser da unidade de fresagem do sistema CAD/CAM.

A técnica de *soft machining* tem a vantagem de não desgastar tanto as pontas diamantadas da unidade de fresagem, como ocorre na fresagem de peças previamente sinterizadas. Além disso, apresenta a vantagem de não gerar tensões residuais na estrutura de zircônia, decorrentes do processo de fresagem (MANICONE, IOMETTI, RAFAELLI 2007). Entretanto, o processo de usinagem de estruturas previamente sinterizadas (*hard machining*) teria a vantagem da obtenção de peças protéticas com melhor adaptação sobre o pilar protético, uma vez que não há necessidade de sinterizar as peças após a usinagem e assim reduzindo o risco de alterações dimensionais não previstos no processo de sinterização (MANICONE, IOMETTI, RAFAELLI 2007; MIYAZAKI et al 2013).

Em relação à microestrutura, as cerâmicas à base de zircônia podem ser classificadas por três tipos distintos: FSZ (*full sintered zirconia*), PSZ (*partially sintered zirconia*) e TZP (*tetragonal zirconia polycrystals*). Na primeira os grãos se encontram na fase cúbica, os quais são obtidos a partir da adição de 8 mol% de óxido de ítrio. Já a PSZ consiste em partículas nanométricas nas formas tetragonal ou monoclinica precipitadas em matriz de zircônia cubica, sendo obtida pela adição de óxido de cálcio ou magnésio. Já a TZP é a mais utilizada em próteses odontológicas e, é composta predominantemente por grãos na fase tetragonal, obtida pela adição de óxido de ítrio em 3 a 6% em peso (CHEVALIER, GREMILLARD 2009).

Sob o ponto de vista clínico, Monaco, Caldari e Scotti (2013) reuniram os resultados dos controles clínicos de coroas cerâmicas unitárias com estrutura de zircônia feitas por 16 membros da Academia Italiana de Prótese Odontológica (AIPO). Um total de 398 pacientes foi tratado em consultórios particulares, resultando em 1.132 coroas com estrutura de Y-TZP feitas sobre dentes naturais de janeiro de 2005 a julho de 2010. As coroas foram acompanhadas por um período de até cinco anos, sendo trezentos e quarenta e três restaurações anteriores (30,3%) e 789 coroas posteriores (69,7%). Para avaliar a relação da parafunção com falha mecânica, os pacientes com apertamento ou bruxismo não foram excluídos do grupo de estudo. A taxa cumulativa de sobrevivência de todas as restaurações foi de 98,1%, enquanto a taxa de sucesso foi de 94,3%. Uma associação entre parafunção e falha mecânica foi encontrada em pacientes com parafunção grave. Os autores concluíram que coroas cerâmicas com estrutura de zircônia demonstraram bons resultados clínicos por um período de até 5 anos, demonstrando complicações limitadas, ocorrendo principalmente em pacientes com parafunção.

Outro estudo clínico fez o acompanhamento de cinco anos em próteses fixas à base de zircônia de 3 a 5 elementos em região posterior, com o objetivo de determinar a taxa de sucesso de próteses fixas à base de zircônia. Foram selecionados 45 pacientes para o estudo, totalizando 57 próteses fixas, sendo 47 próteses de 3 elementos, oito de 4 elementos e duas de 5 elementos. Do total de pacientes selecionados para a pesquisa, onze deles deixaram o estudo antes de completar 5 anos de avaliação, o que correspondeu à perda de dezessete próteses fixas de três elementos. Após 5 anos, as próteses fixas foram avaliadas de acordo com o índice de falhas e complicações biológicas e técnicas: doze próteses fixas (26,1%) tiveram que ser substituídas, o que resultou num índice de sucesso geral de 73,9%. Uma fratura da infraestrutura foi observada após 38 meses em uso, ocorrida por trauma agudo. Assim, a taxa de sucesso da infraestrutura de zircônia foi de 97,8%, uma vez que 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, enquanto que em 58,7% das próteses houve a percepção de fenda marginal, e cárie secundária foi observada em 21,7% das PPFs (SAILER et al., 2007).

2.2 ALTERAÇÕES DIMENSIONAIS X PROCESSO DE SINTERIZAÇÃO DA Y-TZP:

Muitos dos sistemas CAD/CAM presentes no mercado nacional utilizam blocos de zircônia na sua forma parcialmente sinterizada, quando para fins de prótese odontológica. Assim, torna-se necessário o processo de sinterização final das peças protéticas após o processo de fresagem pelo sistema CAD/CAM (MIYAZAKI et al 2013). A sinterização da Y-TZP ocorre sob aquecimento a altas temperaturas, sendo que diferentes ciclos podem ser utilizados tal finalidade. As condições de sinterização ditam o tamanho dos grãos do material, influenciando em suas propriedades mecânicas, resistência à degradação e translucidez (STAWARCZYK et al 2012; INOKOSHI et al 2014).

No aspecto micro estrutural, os grãos da Y-TZP passam por uma transformação de fase, de monoclinica para tetragonal, quando aquecidas a temperaturas acima de 1170 C° durante o processo de sinterização (STAWARCZYK et al 2012). Além disso, tal processo promove o aumento de densidade de tal material, aproximando-a de 99% da densidade teórica (INOKOSHI et al 2014) . Assim, após a sinterização o material apresenta as propriedades mecânicas necessárias para ser utilizado em estruturas de próteses odontológicas (HALLMAN et al 2012).

A influência das alterações dimensionais em *copings* na adaptação de próteses fixas já vem sendo estudada há décadas (BUCHANAN, SVARE, TURNER 1981; DEDERICH et al 1984; DEHOFF, ANUSAVICE 1984). Em 1998, Nakamura e Anusavice estudaram a influência do design do *coping* e das diferentes etapas de confecção na alteração dimensional e adaptação de *copings* de coroas metalocerâmicas. Os autores concluíram que o design do *coping* metálico influencia a adaptação marginal de próteses metalocerâmicas, e associaram tal achado à possíveis distorções nas margens dos *copings* durante as etapas do processo de confecção laboratorial das coroas metalocerâmicas.

Com o objetivo verificar a compatibilidade entre ligas metálicas e materiais cerâmicos, DeHoff, Anusavice e Hojjatie (1998), aplicaram a analogia elástico-viscoelástico para calcular deflexões transitórias e residuais no ponto médio de

espécimes geométricos em tiras bi-materiais (metal + cerâmica), e compararam estes valores com os desvios medidos com um viscosímetro de flexão. Os autores concluíram que o tipo de liga e a espessura de metal influenciaram na estabilidade dimensional dos espécimes e enfatizaram a importância da incompatibilidade térmica entre os materiais no processo de deflexão dos espécimes, uma vez que tal incompatibilidade pode causar stress durante as alterações de temperatura.

Com o avanço dos sistemas cerâmicos, a discussão sobre as alterações dimensionais de estruturas de próteses fixas passou a ser objeto de estudo também para as próteses livres de metal. Oh et al (2010) estudaram as alterações dimensionais lineares decorrentes do processo de sinterização em blocos de zircônia de diferentes densidades. Os autores encontraram uma relação entre a densidade dos blocos e a contração de sinterização linear, de forma que quanto maior a densidade apresentada pelos blocos, menor a sua contração de sinterização. Os autores também avaliaram a contração de sinterização em diferentes regiões do bloco de Y-TZP pré-sinterizado, dividindo-o em três regiões. Constataram que a contração de sinterização varia conforme a região do bloco.

Ao estudar um novo método de confecção e processamento de blocos de Y-TZP, Antolino et al 2009 encontraram distorções geométricas nos espécimes após a sinterização de espécimes em forma de barra em modelo de meso-escala. A secção transversal dos espécimes estava diferente da esperada e, além disso, foi observado o “empenamento” dos espécimes, com a superfície superior se apresentando côncava. Os autores ainda concluíram que tais alterações dimensionais podem ter influenciado o desempenho mecânico do material, e levantaram a hipótese de esse ter sido o motivo de ter havido a redução do módulo de Weibull dos espécimes.

Tais distorções da Y-TZP decorrentes do processo de sinterização poderiam afetar a adaptação de estruturas de próteses fixas confeccionadas em tal material (KUNII et al 2007; KOHORST et al 2009). Kunii et al (2007) estudaram o possível efeito da sinterização na adaptação de *copings* e estruturas de próteses fixas confeccionadas em zircônia por um único sistema CAD/CAM. Os autores analisaram a adaptação marginal e interna de estruturas fresadas em Y-TZP variando a extensão da prótese fixa: Unitárias; 3 elementos; 4 elementos e 5 elementos. Os

autores encontraram grande espaçamento na face oclusal dos *copings* unitários ($101,7 \pm 9,5\mu\text{m}$). Além disso, observaram que quanto maior a extensão da área de pânticos da infraestrutura, maior era o grau de desadaptação das mesmas. Os autores atribuíram tal achado à contração de sinterização, concluindo que são recomendáveis ajustes clínicos para a adaptação das estruturas extensas de Y-TZP fresadas por CAD/CAM para que se alcance um resultado adequado.

Em outro estudo abordando a adaptação de estruturas de próteses fixas de zircônia, Tinschert et al (2001) compararam a adaptação de estruturas de 3 elementos com a de estruturas de 4 elementos. Neste estudo as estruturas foram fresadas a partir de blocos de zircônia totalmente sinterizada, ou seja, sem que houvesse necessidade de sinterização das peças após o processo de fresagem pelo sistema CAD/CAM. Os autores não encontraram diferença significativa para os grupos estudados. Assim, o grau de adaptação marginal das estruturas não dependeu da extensão das mesmas, estando ambos os grupos na margem aceitável clinicamente.

Kohorst et al (2009) avaliaram a adaptação marginal de estruturas de próteses fixas 4 elementos fresadas em sistemas CAD/CAM a partir de blocos de zircônia em sua forma parcialmente sinterizada (Y-TZP) e em sua forma totalmente sinterizada (FSZ). Os autores encontraram melhor grau de adaptação marginal para o grupo fresado a partir dos blocos de zircônia totalmente sinterizados e, concluíram que o processo de sinterização exerce influência na adaptação de estruturas de zircônia para próteses fixas.

2.3 ADAPTAÇÃO DE *COPINGS* E ESTRUTURAS DE PPFs

A adaptação da infraestrutura ao pilar exerce papel fundamental na longevidade das próteses fixas (HOLMES et al 1989). Lang et al (1983), a partir de um estudo clínico, associaram a adaptação marginal de restaurações indiretas à periodontite crônica. Os autores observaram grande concentração de material microbiano em restaurações com sobre extensão na margem. Após a correção de tais restaurações perceberam a melhoria do quadro clínico de periodontite devido à menor concentração de material microbiano.

Além disso, Jacobs & Windeler (1991) demonstraram a influência da desadaptação marginal na dissolução do agente cimentante. Os autores encontraram dissolução do cimento fosfato de zinco na presença de *gaps* marginais. Em 1992, Goldman et al, demonstraram a presença de micro infiltração marginal em coroas unitárias. Ficou evidente a infiltração de corante nos túbulos dentinários, assim, os autores enfatizaram a importância da adaptação das coroas na manutenção da saúde pulpar dos dentes pilares de próteses fixas, bem como na prevenção da cárie marginal.

A busca pela adaptação marginal perfeita vem sendo o foco de pesquisadores da área da odontologia há décadas. Não há um consenso pré-estabelecido do limite aceitável para a adaptação marginal em próteses fixas, embora muitos autores utilizem o limite de 120µm como parâmetro. Tal limite foi baseado no estudo de McLean & Fraunhofer (1971) que avaliou a discrepância marginal em coroas parciais e totais, encontrando uma variação entre 10 e 160 µm. Os autores sugeriram a medida média de 120 µm como parâmetro para adaptação marginal aceitável.

Desde meados da década de 1960, muitos estudos passaram a avaliar a adaptação marginal de coroas e pontes fixas considerando o material restaurador, desenho do preparo do pilar protético, e técnicas laboratoriais e clínicas (CHRISTENSEN, 1966; EAMES et al 1978; GAVELIS et al 1981; DEDMON 1985). Entretanto, somente em 1989, Holmes et al definiram uma terminologia padronizada para os diferentes aspectos relacionados à adaptação marginal. Os autores definiram as diferentes maneiras de se mensurar a adaptação marginal, dividindo-as em: Adaptação marginal vertical – corresponde à distância da borda externa da margem da coroa à borda externa do término do preparo em uma trajetória paralela ao longo eixo do dente pilar; Adaptação marginal horizontal – medida nos mesmos pontos usados para a adaptação vertical, entretanto segue uma trajetória perpendicular ao longo eixo do dente; Adaptação marginal absoluta – é a combinação angular da discrepância marginal vertical e horizontal, é medida a partir da margem externa da coroa em uma linha reta até o ângulo cavo-superficial do término do preparo.

Mais recentemente, na última década, muitos pesquisadores voltaram o foco para o avanço da tecnologia CAD/CAM e dos sistemas cerâmicos para a confecção

de estruturas de PPFs. Assim, muitos trabalhos avaliaram a discrepância marginal em próteses cerâmicas elaboradas por sistemas CAD/CAM (KUNII et al 2007; KOHORST et al 2009; BORBA et al 2011; BRAWEK et al 2013). Quintas et al 2004 avaliaram a adaptação marginal vertical em coroas cerâmicas feitas por CAD/CAM ou pela técnica convencional (*slip-cast*). Os autores variaram não só a técnica de confecção das coroas, como também o tipo de término cervical utilizado (chanfro longo ou ombro arredondado), o agente de cimentação (fosfato de zinco; CIV modificado por resina; cimento resinoso dual) e o sistema cerâmico utilizado (Empress2; In-ceram alumina; Procera – alumina). Os autores encontraram diferença significativa entre os sistemas cerâmicos, com o sistema Procera (CAD/CAM) apresentando menor discrepância marginal. Também ficou evidente o aumento da discrepância marginal após a cimentação dos *copings*, independente do cimento utilizado. O tipo de término cervical não exerceu influência significativa na adaptação dos *copings*.

Em contraposição, em um estudo *in vitro*, Martins et al (2012) compararam a adaptação interna de coroas unitárias posteriores feitas a partir de dois diferentes sistemas cerâmicos com um grupo controle composto por coroas metalo-cerâmicas convencionais. Entre os sistemas cerâmicos foram avaliados o In-Ceram Alumina (*slip-cast*) e Y-TZP (IPS e.max ZirCAD – CAD/CAM). A mensuração da adaptação interna foi realizada pela técnica da réplica. Os autores observaram que o espaçamento interno das coroas metalo-cerâmicas foi mais homogêneo quando comparado às coroas cerâmicas. Concluíram que apesar de todos os grupos apresentarem adaptação interna dentro do limite aceitável clinicamente, as coroas cerâmicas feitas por ambas as técnicas tiveram maior espaçamento no terço oclusal quando comparado às coroas metalo-cerâmicas feitas pela técnica convencional.

Biscaro et al (2013), avaliou *in vivo* a adaptação marginal de coroas unitárias, comparando coroas de Y-TZP confeccionadas em CAD/CAM com coroas metalo-cerâmicas convencionais. Cinco pacientes receberam um total de 30 coroas em dentes livre de cárie e indicados para extração por motivos periodontais. Após a cimentação das coroas com cimento ionômero de vidro (CIV) os dentes foram extraídos e a adaptação marginal avaliada em microscopia óptica para análise quantitativa da discrepância marginal. O escaneamento em microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi utilizado para a análise qualitativa da adaptação marginal

obtida para cada grupo estudado. Os autores não encontraram diferença estatística entre os grupos, concluindo que as coroas cerâmicas de Y-TZP confeccionadas em CAD/CAM apresentaram adaptação marginal semelhante às coroas metalocerâmicas confeccionadas pela técnica convencional.

Colpani et al (2013) compararam a adaptação marginal e interna de *copings* cerâmicos comparando-os com *copings* metálicos confeccionados pelo método convencional. Entre os grupos de *copings* cerâmicos avaliados estão: Y-TZP por método CAD/CAM (Vita InCeram YZ); Vita In-ceram Alumina por CAD/CAM; InCeram Alumina convencional (*slip-cast*); com n=10. A adaptação marginal e interna foi avaliada pela técnica da réplica com o auxílio de estereomicrografia para a mensuração da réplica em silicone. Os autores também avaliaram o volume do espaço de cimentação, correspondente à adaptação interna, a partir da mensuração da massa da réplica de silicone. Os *copings* metálicos apresentaram menor espaçamento entre *coping* e pilar. Em geral, os *copings* feitos pelo método manual (sem a utilização de CAD/CAM) mostraram melhor adaptação com espaçamento mais uniforme e mais estreito. Não houve correlação entre as técnicas utilizadas para a avaliação da adaptação. Concluiu-se que todos os grupos mostraram *gaps* aceitáveis, com os *copings* feitos manualmente apresentando melhor adaptação, enquanto os *copings* confeccionados em CAD/CAM mostraram maior espaçamento.

Entre as principais técnicas de mensuração da adaptação entre *coping* e pilar se destacam: Visualização direta da interface *coping*/pilar por microscopia óptica; técnica da réplica; reconstrução virtual dos espécimes a partir de imagens de microtomografia de raios-x. A visualização direta pode ser bem indicada para a avaliação da adaptação marginal de coroas e *copings*. Porém, sua utilização para avaliação da adaptação interna é limitada, uma vez que é uma técnica destrutiva, que consiste no recorte dos espécimes para visualização direta do espaço de cimentação, causando a perda do espécime após tal mensuração. Além disso, há uma restrição no número de pontos a ser mensurados em um mesmo espécime, uma vez que poucas fatias do espécime podem ser obtidas em tal técnica (BORBA et al 2011; CONTREPOIS et al 2013).

As técnicas da réplica e da micro tomografia de raios-x (micro-CT) têm a vantagem de serem métodos não destrutivos, conservando os espécimes após a

mensuração e possibilitando análises complementares dos mesmos. Outra vantagem é a possibilidade de mensurar diversos pontos em um mesmo espécime, possibilitando resultados mais consistentes do ponto de vista estatístico (CONTREPOIS et al 2013; BORBA et al 2011). A técnica da réplica consiste na reprodução do espaço de cimentação por material de moldagem na consistência fluida (Silicona Leve). A moldagem em silicone pode ser fatiada e analisada com microscópio para mensuração da adaptação (NAWAFLEH et al 2013). Já a técnica que utiliza o escaneamento dos espécimes em micro tomógrafo de raios-x (micro-CT) possibilita a reprodução tridimensional do espécime em formato virtual. Assim, tal modelo virtual pode ser “fatiado” e analisado com *softwares* que apresentam ferramentas específicas para tal finalidade. (PELEKANOS et al 2009)

Após uma revisão sistemática criteriosa, Contrepolis et al (2013) discutiram os fatores que possivelmente influenciariam na adaptação de *copings* cerâmicos. Dentre tais fatores estão: Posição do dente na arcada; tipo de término cervical; espaço de cimentação; convergência das paredes axiais do preparo; queimas da cerâmica de cobertura e cimentação. Além disso, o autor analisou e discutiu os métodos utilizados para a avaliação da adaptação marginal. Os autores enfatizaram a dificuldade de comparação entre diferentes métodos devido à falta de parâmetros comuns às diferentes técnicas. Por fim, os autores recomendaram o uso da técnica de mensuração da adaptação a partir de micro-CT, considerando-a uma técnica precisa e reprodutível.

Borba et al 2011 avaliaram, a partir de escaneamento em micro-CT, a adaptação de estruturas de PPF de 3 elementos confeccionadas por dois sistemas cerâmicos diferentes: Vita InCeram YZ (Y-TZP) e Vita InCeram IZ (Alumina + Zircônia). As estruturas foram confeccionadas por um mesmo sistema CAD/CAM (Cerec InLab). A mensuração da adaptação interna e marginal foi realizada em dez pontos pré-determinados em cada pilar da PPF. Dez estruturas de cada grupo foram avaliadas. Para a maioria dos pontos mensurados o material composto de alumina (InCeram IZ) apresentou maior desadaptação. Os autores concluíram que houve diferença de adaptação das estruturas para os diferentes sistemas cerâmicos testados, embora ambos os grupos tenham apresentado adaptação aceitável clinicamente.

Outro estudo avaliou a adaptação interna e marginal de *copings* a partir de micro-CT. Os autores avaliaram *copings* confeccionados por três materiais diferentes: 1) Y-TZP (ZirkonZahn – CAD/CAM); 2) Dissilicato de Lítio (Sistema IPS e.max injetado); 3) Metálico (Ni-Cr; técnica da cera perdida). Cinco espécimes de cada grupo foram assentados sobre um pilar e escaneados em micro-CT para a reconstrução tridimensional virtual dos mesmos. A adaptação marginal foi mensurada em quatro pontos, enquanto que a adaptação interna foi mensurada em nove pontos para cada espécime. Os *copings* metálicos exibiram os melhores resultados para adaptação marginal, enquanto que os de dissilicato de lítio apresentaram a melhor adaptação interna. Por fim, os autores afirmaram que todos os grupos apresentaram resultados de adaptação dentro da margem aceitável clinicamente (PIMENTA et al 2015).

2.4 ADAPTAÇÃO INTERNA x DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES:

A adaptação interna dos *copings* e estruturas cerâmicas podem influenciar a resistência mecânica das próteses fixas. Tuntiprawon & Wilson (1995) avaliaram o efeito do aumento da espessura do cimento na resistência à fratura de coroas de cerâmica com *copings* de cerâmica poli cristalina à base de alumina. Trinta e três coroas foram divididas em três grupos. No Grupo 1, uma película de platina foi utilizada para proporcionar espaço de cimento. No Grupo 2 duas películas e no Grupo 3 quatro camadas de espaçador foram utilizadas. Cada coroa foi cimentada sobre um troquel metálico com cimento de fosfato de zinco e carregada até a fratura. A força máxima para romper cada coroa foi registrada. A carga média de fratura foi de 408N para o Grupo 1, 365N para o Grupo 2 e 324N para o Grupo 3. Houve diferença significativa ($p < 0,05$) entre os grupos. Um teste estatístico de Scheffé revelou uma diferença significativa entre os grupos 1 e 3. Conclui-se que o aumento da espessura do cimento acima de 70 μm reduziu a resistência à fratura de coroas jaqueta de porcelana.

Pallis et al (2004) compararam, *in vitro*, a resistência à fratura e origem do fracasso em coroas de primeiros molares confeccionadas a partir de três sistemas de cerâmica pura: IPS Empress 2, Procera AllCeram, e In-Ceram Zirconia. Vinte

coroas de cada sistema foram confeccionadas sobre um preparo com 1,5 a 2mm de redução oclusal. O centro da superfície oclusal de 15 espécimes por grupo foi carregado axialmente até a fratura em uma máquina universal de ensaios, e a carga máxima (N) foi registrada. A superfície da fratura foi examinada usando microscopia óptica e eletrônica para determinar a origem mais prevalente dos fracassos ocorridos em cada um dos sistemas de cerâmica. Cinco coroas por sistema foram seccionados, para que fossem avaliadas as espessuras do agente de cimentação, do *coping* cerâmico e da cerâmica de cobertura. O módulo de Weibull com intervalo de confiança de 95% e as características do modo de falha foram analisados e comparados entre os três sistemas. Os intervalos de confiança de 95% para o módulo de Weibull foram 1,8 a 2,3 para o IPS Empress 2; 2,8 a 3,6 para Procera AllCeram; e 3,9 a 4,9 para In-Ceram Zirconia. As cargas de falha característica para os grupos foram, 771-1115 N (IPS Empress 2), 859-1086 N (Procera AllCeram) e 998-1183 (In-Ceram Zirconia). A origem da falha foi mais comum na interface entre o *coping* e cerâmica de cobertura para o sistema IPS Empress 2; e entre o *coping* e a camada de agente de cimentação para os outros sistemas. Segundo os autores, tal característica de fratura apresentada pelo sistema IPS Empress pode estar associada à maior espessura de cimento na superfície oclusal apresentada por tal sistema cerâmico. Assim, pelo fato de o agente cimentante ser o material com menor módulo de elasticidade do sistema, a estrutura cerâmica tenderia a se flexionar mais, causando maior concentração de tensões. Por fim, os autores concluíram que não houve diferença significativa na resistência à fratura; no entanto, houve uma diferença significativa na origem da falha entre os sistemas cerâmicos estudados.

A análise por elementos finitos (AEF) é um método muito utilizado na área de engenharia a décadas para avaliar a distribuição de tensões em diferentes estruturas quando submetidas a diversas condições. Um modelo virtual 2D ou 3D é construído em um *software* específico para tal finalidade. A AEF se baseia nas propriedades físicas dos materiais, na geometria da estrutura, nas condições de carregamento e nas condições ambientais para calcular, a partir de uma série de equações matemáticas, a dissipação de tensões em determinada estrutura. Assim, torna-se possível a avaliação qualitativa e quantitativa da concentração de tensões em um determinado material (GENG, TAN, LIU, 2001; KO, ROCHA, LARSSON 2012).

Proos et al (2003) avaliaram o efeito do módulo de elasticidade e espessura do agente cimentante na distribuição de tensões em coroas metalo-cerâmicas com *copings* em ouro e coroas cerâmicas com *copings* de alumina infiltrada por vidro adaptadas sobre pré-molares superiores. Os modelos 2D foram construídos para AEF variando o tipo de cimento (Fosfato de Zinco ou Cimento Resinoso) e a espessura do mesmo (50 e 100 μm). Uma carga axial de 600N foi aplicada na face oclusal e a distribuição de tensões foi analisada. O valor máximo de tensão registrado na cerâmica de cobertura ficou abaixo do valor de resistência à fratura da mesma. A tensão no cimento resinoso também esteve abaixo da força de união da interface adesiva e de sua resistência à fratura. O mesmo não ocorreu para o cimento fosfato de zinco, que teve valores de tensão acima de sua resistência à fratura. A espessura do agente cimentante pouco influenciou na concentração de tensão registrada na cerâmica de cobertura.

May et al 2012, avaliaram a influência da espessura do cimento e da adesão da cerâmica ao cimento na concentração de tensões e falhas de coroas cerâmicas feitas por CAD/CAM, a partir dos métodos de AEF e teste mecânico axial (Compressão). Modelos de Elementos Finitos (EF) foram criados, simulando coroas monolíticas de cerâmica com espessura da camada de cimentação variando de 50 a 500 μm . Uma carga axial compressiva foi aplicada no centro da superfície oclusal do modelo de EF. A interface cerâmica/cimento resinoso foi simulada em duas condições diferentes: com adesão e sem adesão. A contração de sinterização também foi simulada. As cargas necessárias para fratura radial das coroas a partir da superfície oclusal interna da coroa foram calculadas através de AEF e aplicadas experimentalmente às coroas monolíticas de cerâmica feldspática confeccionadas por CAD/CAM com diferentes espaços de cimentação e, condicionadas e cimentadas a réplicas de dentes preparados confeccionadas em resina. A superfície não aderida das coroas experimentais foi atingida pela aplicação de uma fina camada de silicone na superfície interna da coroa. As coroas foram carregadas (5N/s) até que a falha radial fosse percebida acusticamente. Foi observado, tanto na análise experimental como na AEF, que as cargas de falha dependeram da adesão da superfície de cimentação, bem como da espessura do agente cimentante. Cargas de falha média para as coroas com adesão foram: 673,5N para espessura de 50 μm de cimento e 300,6N para 500 μm de cimento. Os autores concluíram que o ajuste

oclusal interno de coroas cerâmicas influencia a resistência estrutural das mesmas, sendo recomendado espaçamento de 50 a 100 μm em tal superfície. Também constataram que os benefícios da adesão foram perdidos na espessura de cimento de 450 a 500 μm , devido às tensões decorrentes da contração de polimerização.

Della Bona et al (2013) descreveram a aplicação de um método de modelagem de coroas unitárias e de PPFs de três elementos, para análise de elementos finitos (AEF) a partir de imagens 3D obtidas de escaneamento em micro-CT. Uma coroa e uma PPF de três elementos com estrutura de Y-TZP e revestida com porcelana (VM9) foram digitalizados usando um scanner de micro tomografia de raios-X com um tamanho de pixel de 6,97 milímetros. Foram obtidos cortes das imagens dos modelos a cada 0,034mm, os quais foram processados por um software de modelagem para análise de elementos finitos (Mimics). As diferentes partes do modelo (pilar, *coping*, cerâmica de cobertura) foram obtidas a partir das ferramentas “thresholding” e “region growing”, baseado no brilho e contraste das imagens de raios-x. As partes dos modelos reconstruídas tridimensionalmente foram devidamente posicionadas uma sobre a outra e a malha volumétrica para AEF foi gerada. As malhas volumétricas dos diferentes modelos foram exportadas para o software de AEF (ABAQUS), e a distribuição de tensões geradas pela aplicação de carga foi analisada. A forma dos modelos virtuais demonstrou grande semelhança com as estruturas originais. Para o modelo de coroa, tensões de tração foram concentradas na superfície interna da face oclusal, próximo à área de aplicação da carga. Para o modelo de PPF, as maiores tensões de tração ocorreram na infraestrutura, na área cervical de conectores e pânticos. Os autores concluíram afirmando que modelos tridimensionais válidos de coroa dental e PPFs podem ser gerados pela combinação da micro tomografia computadorizada e do *software* Mimics, considerando sua importância como ferramenta de *design* em AEF de procedimentos restauradores odontológicos.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Baseado nas evidências científicas apresentadas foram traçados os seguintes objetivos para o presente estudo:

- 3.1 Avaliar as alterações dimensionais decorrentes do processo de sinterização do material Y-TZP, em espécimes geométricos e anatômicos de diferentes marcas comerciais.
- 3.2 Avaliar a adaptação interna e marginal de *copings* de Y-TZP confeccionados a partir de diferentes marcas comerciais.
- 3.3 Comparar o espaçamento entre *coping* e pilar obtido experimentalmente com àquele determinado como parâmetro no software do sistema CAD/CAM.
- 3.4 Avaliar a distribuição de tensões em coroas cerâmicas com estrutura de Y-TZP em função do espaçamento interno entre *coping* e pilar presente no terço oclusal.

Assim, foram testadas as seguintes hipóteses nulas:

- H0.1) As alterações dimensionais decorrentes do processo de sinterização se mostram uniformes, independente do tipo de espécime, não havendo diferença entre as taxas de contração obtidas e as informadas pelos respectivos fabricantes dos blocos.
 - H0.2) Não há diferença entre as marcas comerciais testadas para a adaptação dos *copings* de Y-TZP.
 - H0.3) Não há diferença entre o espaçamento determinado no software do sistema CAD/CAM e o obtido experimentalmente.
 - H0.4) O espaçamento interno entre *coping* e pilar no terço oclusal não influencia na distribuição de tensões dos *copings* de Y-TZP.
-
-

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para a verificação dos objetivos foram selecionadas três marcas comerciais de blocos de zircônia parcialmente estabilizada por Ítrio (Y-TZP) para fresagem em sistema CAD/CAM. Um dos grupos experimentais consistiu em blocos de Y-TZP de Manufatura controlada, sendo, portanto, conhecidas as etapas e processos necessários para sua confecção.

4.1 Confecção dos blocos de Manufatura Controlada:

Blocos de Y-TZP foram obtidos a partir de manufatura controlada (ZMC) manipulando-se o pó de óxido de zircônio com adição de 5,25% de óxido de ítrio e outros óxidos, seguido de preparo e prensagem do conteúdo dentro de matriz elastomérica em prensa metálica com pressão isostática de 120 MPa por 5 segundos a 25°C e 60% de umidade. Em seguida, os blocos foram levados à pré-sinterização em forno de alta temperatura a 1100°C por uma hora. Esta etapa foi realizada por um laboratório parceiro da empresa desenvolvedora do bloco (Zirklein/Biodinâmica – Marília/SP).

4.2 Avaliação das alterações dimensionais:

Para a análise das alterações dimensionais decorrentes do processo de sinterização da Y-TZP, foram utilizados espécimes geométricos (n=36) e espécimes anatômicos (n=36) distribuídos em três grupos conforme os respectivos fabricantes, como descrito na tabela 1. As dimensões de tais espécimes foram mensuradas antes e após o processo de sinterização. Assim, baseado em tais mensurações, foi possível obter-se o grau de contração de sinterização para cada grupo, possibilitando a comparação entre os mesmos, bem como a comparação entre os diferentes locais de mensuração, tipos de espécime (geométrico ou anatômico) e a

comparação da taxa de contração obtida com aquela informada pelos respectivos fabricantes.

Tabela 1 – Descrição da distribuição nos grupos e composição dos blocos de zircônia estudados.

GRUPO	MATERIAL	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO
ZMC	Zircônia de Manufatura Controlada	Zirklein/Biodinâmica (Marília/SP, Brasil)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ $Zr(Hf)O_2 = 94,70\%$ ▪ $Y_2O_3 = 5,25\%$ ▪ $SiO_2 = 0,02\%$ ▪ $Fe_2O_3 = 0,01\%$ ▪ $Na_2O = 0,01\%$ ▪ $Cl = 0,02\%$ ▪ $TiO_2 = 0,01\%$
ZMAX	IPS e.max Zircad	Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ $ZrO_2 = 95,00\%$ ▪ $HfO_2 + Al_2O_3 + Y_2O_3 + Others = 5,00\%$
ZZZ	In Ceram YZ	Vita Zahnfabrik (Bad Säckingen, Germany)	<ul style="list-style-type: none"> ▪ $ZrO_2 = 91,00\%$ ▪ $Y_2O_3 = 5,00\%$ ▪ $HfO_2 < 3,00\%$ ▪ $Al_2O_3 + SiO_2 < 1,00\%$

4.2.1 Preparo dos espécimes:

Espécimes Geométricos:

Foram obtidos a partir de blocos de Y-TZP recortados em cortadeira automática Accutom-50 (Struers Inc., Cleveland, EUA) utilizando-se disco diamantado. Para isso, os blocos eram posicionados em uma base metálica a qual era aquecida em uma plataforma de aquecimento elétrica (370 Hotplate, VWR Scientific Products; Radnor, EUA) para a fluidificação de um adesivo epóxi em bastão, que por sua vez promoveu a fixação do bloco a tal base metálica. Após a fixação do bloco, a base metálica era levada à cortadeira e as medidas para os cortes do bloco eram inseridas na máquina. Desta maneira pôde-se obter a padronização das dimensões dos espécimes, os quais, inicialmente, apresentavam 5mm de altura, 5mm de largura e 2,5mm de espessura, visando a dimensão final pós-sinterização de 4mm x 4mm x 2mm (Fig. 1). Os espécimes foram levados ao forno de alta temperatura (Sintramat High Temperature Furnace; Ivoclar Vivadent; Liechtenstein) para a sinterização. Os mesmos foram numerados e mapeados

visando à respectiva identificação (Fig. 2). O mapeamento consistiu no registro da posição e da orientação de cada espécime no interior do recipiente refratário que foi levado ao forno de sinterização. O ciclo de sinterização utilizado está descrito na tabela 2. Em seguida, os espécimes foram limpos em cuba ultrassônica banhados em solução degermante por 2 minutos e, em seguida foi realizado o enxágue com água destilada e a secagem com ar comprimido. Esta etapa foi realizada no laboratório do *Department of Biomaterials Science*, da *University of Mississippi Medical Center, Jackson/MS, EUA*.

Fig 1 – Espécimes geométricos com dimensões adequadas antes (esq.) e após o processo de sinterização.

Fig 2 – Espécimes demarcados e mapeados sendo levados ao forno para sinterização.

Tabela 2 – Ciclo de sinterização utilizado para os espécimes geométricos e anatômicos.

<u>Ciclo de Sinterização:</u>
- Ambiente a 1100°C – 1h 12min
- 1350° a 1500°C – 30 min
- 1500°C por 30 min
- Resfriamento até temperatura ambiente
- Total: 7h 52min

Espécimes Anatômicos – Copings:

Os espécimes anatômicos corresponderam a *copings* confeccionados em sistema CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*) sobre um preparo para segundo pré-molar superior e foram confeccionados no laboratório do Departamento de Materiais Odontológicos da Faculdade de Odontologia de Bauru. Para isso um implante de hexágono externo com 10 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro (Biomet 3i, Palm Beach, USA) recebeu um pilar para prótese cimentada confeccionado em Zircônia (Y-TZP) a partir da tecnologia CAD/CAM, o qual serviu como base de assentamento dos *copings* avaliados (Fig. 3). Um total de 36 *copings* foi igualmente dividido em três grupos, conforme detalhado na Tabela 1.

O pilar foi desenhado no software Cerec 4.0 (Sirona Dental Systems GmbH - Bensheim, Alemanha) de modo que o mesmo representasse um preparo para coroa total de um primeiro pré-molar superior com 6° de angulação das paredes axiais, término cervical em chanfro longo e uma cinta com altura de 1 mm na face vestibular e de 2mm nas proximais e palatina. Em seguida, o projeto virtual do pilar foi enviado à fresadora inLab MC XL (Sirona Dental Systems GmbH - Bensheim, Alemanha), onde um bloco de zircônia InCoris ZI (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) foi usinado até que a forma desenhada para o pilar fosse obtida. Em seguida, o pilar foi levado ao forno de alta temperatura InFire HTC (Sirona Dental Systems GmbH - Bensheim, Alemanha) para que o processo de sinterização fosse realizado conforme a recomendação do fabricante do bloco.

O sistema CAD/CAM Cerec In Lab não reproduz o dispositivo anti-rotacional do pilar de zircônia, no caso o hexágono externo da plataforma do implante. Por

isso, conforme recomendado pelo fabricante foi utilizado um *link* metálico (TiBase, Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) específico para o tipo de implante utilizado, que funciona como um intermediário entre o pilar de zircônia e o implante (Fig.4). A porção de zircônia foi cimentada sobre o *link* metálico com cimento resinoso (Multi-link Automix; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein).

Figura 3 – Espécime composto de Implante, pilar e *coping*.

Fig. 4 - Pilar de Y-TZP confeccionado em CAD/CAM adaptado ao *link* metálico (TiBase)

O pilar foi posicionado sobre o implante e o parafuso de fixação do pilar foi apertado digitalmente. O conjunto implante/munhão foi fixado a uma morsa de bancada para que o parafuso de titânio com encaixe para chave hexagonal

(Conexão Sistemas de Prótese, Arujá - SP, Brasil) recebesse um torque de 32 Ncm conforme especificado pelo fabricante, por meio de um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil). Após 2 minutos o parafuso foi reapertado com os mesmos 32 Ncm a fim de evitar o efeito de sedimentação da superfície do mesmo (BREEDING et al 1993). Em seguida o orifício do pilar, que serve para a passagem do parafuso de fixação, foi restaurado com resina composta fotopolimerizável (Tetric N-Ceram; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein).

Para a confecção dos *copings* propriamente ditos, o pilar posicionado sobre o implante foi escaneado a partir do escâner a laser inEos Blue (Sirona Dental Systems GmbH - Bensheim, Alemanha) com a utilização de um dispositivo rotatório de 360° (Fig. 5) e, em seguida, o *coping* foi virtualmente desenhado (Fig.6) seguindo os parâmetros estabelecidos pelos fabricantes dos blocos: espaçamento entre coping e pilar de 80 µm; espessura mínima das paredes do *coping* na face oclusal de 700 µm; de 500 µm nas paredes axiais e de 300 µm nas margens do coping. Em seguida o processo de usinagem foi executado pela fresadora MC XL do sistema Cerec In Lab (Sirona Dental Systems GmbH - Bensheim, Alemanha).

Buscando garantir uma adaptação adequada das estruturas fresadas em CAD/CAM e assim compensar as alterações dimensionais decorrentes da contração de sinterização do material, os fabricantes dos blocos fornecem os dados da contração de sinterização para aquele determinado bloco, na forma de um código de barras impresso no mesmo, os quais são reconhecidos pela leitora a laser da fresadora (Fig. 7). No caso do grupo de manufatura controlada (ZMC), o qual não apresenta o código de barras contendo a informação sobre a contração de sinterização, foi realizada a inserção manual da taxa de contração informada pelo fabricante no software Cerec 4.0.

Em seguida os *copings* foram encaminhados para o forno de alta temperatura (Sintramat High Temperature Furnace; Ivoclar Vivadent; Liechtenstein), para a sinterização final (Fig. 8), seguindo o mesmo ciclo utilizado para os espécimes geométricos, descrito na tabela 2. Os *copings* foram numerados e mapeados para que fossem identificados após o processo de sinterização (Fig. 9).

Fig. 5 – Escaneamento do pilar pelo escâner InEOS Blue com o auxílio de um dispositivo rotatório.

Fig. 6 – Desenho do *coping* pelo software CEREC 4.0.

Fig. 7 – Escaneamento do código de barras contendo as informações da contração de sinterização especificamente para este determinado bloco.

Fig. 8 – Diferença de tamanho entre *copings* antes (à esq.) e após (à dir.) o processo de sinterização.

Fig. 9 – *Copings* mapeados para identificação antes do processo de sinterização.

4.2.2 Mensuração da Contração de Sinterização:

4.2.2.1 Espécimes Geométricos

Os espécimes foram, mensurados com espessímetro analógico (Yates & Bird Inc; Chicago, EUA) com precisão de 0,025mm em três pontos para a altura, três para a largura e nove para a espessura (Figuras 10A e 9B). A mensuração em

diversos pontos foi realizada para verificar a uniformidade da alteração dimensional dos espécimes decorrente do processo de sinterização.

Fig. 10 – Mensuração do espécime geométrico; A) mensuração com espessímetro analógico; B) pontos do espécime onde foram feitas as mensurações.

Tal mensuração das dimensões dos espécimes foi realizada antes e após o processo de sinterização. Assim, pôde-se calcular a taxa de contração de sinterização para cada um dos pontos, bem como a taxa de contração média de cada espécime e, conseqüentemente, a taxa de contração média para cada grupo, a partir da razão descrita abaixo:

$$\%CS = PS/AS - 1$$

%CS = Contração de sinterização em percentagem

AS = medida antes da sinterização

PS = medida pós-sinterização

4.2.2.2 Espécimes Anatômicos – *Copings*:

A mensuração dos espécimes anatômicos foi realizada a partir de imagens obtidas em escâner de micro tomografia de raios-x (Micro-CT) (Skyscan 1172, Bruker, Bélgica). Para isso, os espécimes foram escaneados antes e após o processo de sinterização seguindo os parâmetros descritos na tabela 3.

Tabela 3 – Parâmetros de escaneamento dos *copings*.

Parâmetros de Escaneamento	
Tamanho do pixel da imagem	34 μm
Voltagem	100 kV
Corrente	100 μA
Rotação da Imagem	0.31
Filtro	Cu+Al
Exposição	632 ms
Grau do passo de rotação	0.5°
<i>Frame averaging</i>	10
<i>Random movement</i>	5
Rotação em 360°	ON
<i>Flat field correction</i>	ON
Duração do escaneamento (Horas)	01:38

O escaneamento em micro-CT possibilitou a obtenção de arquivos de imagem em formato TIFF, correspondendo a diversos cortes do espécime. Em seguida esses arquivos de imagem foram agrupados no software NRecon (Skyscan; Bruker, Bélgica) e convertidos em arquivos de extensão .bmp, os quais possibilitaram a reconstrução tridimensional do espécime. Com a utilização do software DataViewer (Skyscan; Bruker, Bélgica) foi possível seccionar o modelo tridimensional do espécime de forma a se obter imagens de cortes padronizados nos sentidos mesio-distal e vestibulo-palatino, para a mensuração em pontos pré-determinados dos *copings* (Fig. 11). A mensuração da espessura e das distâncias entre as paredes dos *copings* foi realizada com o software Image J (NIH, EUA). Para a mensuração da espessura das paredes dos *copings* foi considerada a distância entre o limite externo e o limite interno das paredes dos *copings* em uma trajetória perpendicular àquela das paredes do *coping*. A contração das paredes dos *copings* em espessura foi obtida pela razão já citada anteriormente para os espécimes geométricos.

Fig. 11 – Pontos de mensuração da espessura das paredes dos *copings* nos cortes vestibulo-palatino (à esq.) e mesio-distal (à dir.); P = a 0,6mm da borda palatina da margem do *coping*; AP = no centro da parede axial palatina; OP = na região de ponta de cúspide palatina; OV = na região de ponta de cúspide vestibular; AV = no centro da parede axial vestibular; V = a 0,6mm da borda vestibular da margem do *coping*; M = a 0,6mm da borda palatina da margem do *coping*; OC = no centro da face oclusal do *coping*; D = a 0,6mm da borda palatina da margem do *coping*.

A mensuração da distância entre as paredes dos *copings* foi realizada a partir de um corte no sentido vestibulo-palatino no centro do espécime. Foram mensuradas duas distâncias, uma correspondente a região cervical dos *copings* (D1) que vai do ponto mais convexo da borda vestibular ao mais convexo da borda palatina do *coping*; e a outra corresponde à distância entre as paredes vestibular e palatina no centro do *coping* quando considerada a dimensão cervico-oclusal (D2) (Figura 12). Assim, a contração entre as paredes dos *copings* foi obtida para o terço cervical (distância D1) e para o terço médio (D2).

Fig 12 – As distâncias D1 e D2 foram mensuradas antes e após a sinterização dos *copings* para determinar a contração de sinterização.

Essas mesmas imagens do corte no sentido vestibulo-palatino no centro do espécime foram utilizadas para avaliar a alteração dos ângulos entre as paredes axiais e oclusais, bem como entre as paredes das vertentes vestibular e palatina da face oclusal do *coping* (Fig. 13). A mensuração destes ângulos foi realizada com o software AutoCAD 2012 (AutoDesk; Califórnia, EUA) antes e após a sinterização, considerando as paredes internas do *coping*. Os valores da alteração angular dos *copings* possibilitaram a verificação da uniformidade da alteração dimensional dos mesmos no terço oclusal e a comparação entre os diferentes grupos.

Fig 13 – Mensuração dos ângulos entre as paredes axiais (vestibular e palatina) internas do *coping* e as paredes oclusais internas; o ângulo formado entre as vertentes internas das cúspides vestibular e palatina também foi mensurado.

4.2.2.3 Análise Estatística

Espécimes Geométricos:

Os dados foram submetidos a teste de normalidade Shapiro-Wilk para verificar se houve distribuição normal dos mesmos.

Para a análise da variabilidade entre os diferentes locais mensurados e entre os diferentes grupos foi utilizado ANOVA a 2 critérios ($p \leq 0,05$).

Para a comparação entre as diferentes regiões mensuradas dos espécimes geométricos, foi utilizado teste ANOVA repetido de Friedman ($p \leq 0,05$). Já para a comparação entre os diferentes grupos foi utilizado o teste Kruskal-Wallis ($p \leq 0,05$).

Espécimes Anatômicos:

Os dados foram submetidos a teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov para verificar se houve distribuição normal dos mesmos.

A análise estatística da variabilidade entre locais de mensuração, assim como entre os grupos, foi realizada por ANOVA a dois critérios ($p \leq 0,05$).

Já considerando a análise das alterações das paredes dos *copings* em espessura, foi utilizado ANOVA-2 para mensurações repetidas e teste de Tukey, para a comparação entre as diferentes regiões mensuradas, entre os diferentes grupos e para verificar uma possível interação entre os dois fatores.

Foi realizado teste de Tukey para a avaliação das alterações dimensionais referentes às distâncias entre as paredes dos terços médio e cervical dos *copings*, bem como para avaliar as alterações angulares ocorridas no terço oclusal dos mesmos, possibilitando a comparação entre os grupos.

O teste de correlação de Pearson foi realizado para verificar a correspondência dos resultados obtidos para os espécimes geométricos com os obtidos para os espécimes anatômicos.

4.3 Avaliação da Adaptação dos *copings* de Y-TZP:

Foi realizada a análise *in vitro* da adaptação marginal e interna de *copings* de zircônia confeccionados em diferentes blocos de Zircônia disponíveis no mercado nacional. Um total de 36 *copings* foi igualmente dividido em três grupos, conforme detalhado na Tabela 1.

4.3.1 Preparo dos espécimes:

Os *copings* foram projetados e confeccionados pelo sistema CAD/CAM Cerec In Lab 4.0, como já descrito no capítulo 4.2.1. Previamente ao assentamento dos *copings* sobre o pilar, os mesmos foram limpos em cuba ultrassônica banhados em

solução degermante por 2 minutos e, em seguida foi realizado o enxágue com água destilada e a secagem com ar comprimido.

O conjunto composto do implante, pilar e *coping* foi então levado a uma prensa hidráulica (Carver #3912, Wabash, EUA) na qual foi aplicada uma carga compressiva de 5Kgf (Martins et al 2012) por um minuto sobre a face oclusal dos *copings*, visando padronizar a pressão exercida para o assentamento dos mesmos sobre o pilar. Para esta etapa foi utilizada uma base de acrílico para manter o implante em posição. Em seguida, cera fundida foi aplicada na interface externa entre o *coping* e o pilar para evitar que houvesse movimentação do *coping* durante o processo de escaneamento.

4.3.2 Escaneamento dos espécimes em micro-CT:

O conjunto implante/pilar/*coping* foi levado a um scanner de tomografia computadorizada (Skyscan 1172) para a obtenção das imagens da interface entre pilar e *coping*, visando à análise da fenda marginal e do espaço para cimentação. O posicionamento dos espécimes no micro tomógrafo foi garantido pela utilização de uma base de silicone que permitiu o encaixe do implante sempre na mesma posição. Os parâmetros utilizados para o processo de escaneamento estão descritos na tabela 4.

Tabela 4 – Parâmetros de escaneamento para a análise da adaptação.

Parâmetros de Escaneamento	
Tamanho do pixel da imagem	17 μm
Voltagem	100 kV
Corrente	100 μA
Rotação da Imagem	0.31
Filtro	Cu+Al
Exposição	2360 ms
Grau do passo de rotação	0.5°
<i>Frame averaging</i>	10
<i>Random movement</i>	5
Rotação em 360°	ON
<i>Flat field correction</i>	ON
Duração do escaneamento (Horas)	05:18

O processo de escaneamento gerou em torno de 500 cortes axiais para cada espécime em arquivos de formato TIFF. Tais arquivos foram importados pelo software NRecon (Skyscan, Bélgica) para que o modelo tridimensional do espécime pudesse ser obtido. Nesta etapa de reconstrução são usados parâmetros para reduzir os efeitos dos artefatos e melhorar a qualidade das imagens radiográficas. Após a reconstrução, os arquivos em formato TIFF são convertidos para o formato Bitmap (.bmp), possibilitando a exportação de tais arquivos para o software DataViewer (Skyscan, Bélgica) utilizado para a segmentação virtual do espécime e seleção dos cortes a serem mensurados.

4.3.3 Mensuração da adaptação:

A partir do software DataViewer (Skyscan, Bélgica) foi possível a obtenção de imagens de cortes padronizados nos sentidos mesio-distal e vestibulo-palatino dos *copings*. Um total de quatro cortes de cada espécime foi utilizado para a mensuração da adaptação, um no sentido vestibulo-palatino e três no sentido mesio-distal.

O corte no sentido vestibulo-palatino foi efetuado exatamente no centro do espécime. Já os cortes no sentido mesio-distal foram realizados no centro do espécime, no centro da metade vestibular do espécime e no centro da metade palatina do espécime. Um total de 33 pontos foi mensurado para cada espécime, distribuídos da seguinte maneira: Nove pontos na face oclusal, oito nas paredes axiais na região do terço médio do *coping*, oito na área de chanfro e oito na região marginal (Fig 14).

As mensurações na área das margens (locais com nomes iniciados com a letra “M”) consistiram da distância entre a borda mais externa do pilar, localizada no ângulo cavo-superficial na área do término cervical e a margem do *coping* seguindo uma trajetória em linha reta, correspondendo, portanto, à mensuração da **adaptação marginal absoluta** definida por Holmes et al (1989). As mensurações na região de chanfro (locais com nomes iniciados com a letra “C”) foram realizadas no centro da área de chanfro e consistiram na distância entre a superfície externa do pilar e a superfície interna do *coping* considerando uma trajetória perpendicular à superfície interna do *coping*. As mensurações na região do terço médio do *coping* foram

realizadas no ponto médio das paredes axiais do *coping*, também considerando uma trajetória perpendicular à superfície interna do *coping*.

As mensurações na região oclusal foram realizadas nas regiões de ponta de cúspides (OV e OP), no centro da superfície oclusal do *coping* (OC), nos limites axio-oclusais dos *copings* nas metades vestibular (OMV e ODV) e palatina (ODP e OMP) e no centro das vertentes das cúspides vestibular (OCV) e palatina (OCP), e consistiram na distância entre a superfície externa do pilar e a superfície interna do *coping* considerando uma trajetória perpendicular à superfície interna do *coping*.

FIGURA 14 – Distribuição dos pontos de mensuração da adaptação dos *copings*; A) Corte no centro do espécime no sentido vestibulo-palatino, B) corte no centro do espécime no sentido mesio-distal, C) corte no centro da metade palatina do espécime e, D) corte no centro da metade vestibular do espécime.

As mensurações consistiram no registro da distância entre a parede interna do *coping* e a parede externa do pilar em uma trajetória perpendicular à das paredes do pilar. Para isso foi utilizado o software (Image J; NIH, EUA), o qual registrava as

distâncias em micrômetros (μm). Cada ponto foi mensurado três vezes pelo mesmo operador e um resultado médio era obtido para cada ponto de mensuração.

Para verificar a precisão do método de mensuração baseado em imagens de micro-CT, foi avaliada a variabilidade do processo de escaneamento, para isso um mesmo espécime foi escaneado cinco vezes e mensurado em oito pontos em um corte no sentido vestibulo-palatino no centro da coroa, como já descrito na figura 14A. A média e o desvio padrão de cada ponto mensurado foram obtidos para cada escaneamento (Tabela 5). Assim, pôde-se calcular a variabilidade do processo de escaneamento, a qual foi de **$2,89 \pm 1,79\%$** .

Tabela 5 – Média e desvio padrão (DP) da adaptação para os diferentes pontos mensurados em diferentes escaneamentos do mesmo espécime

Escaneamento / Local	1°	2°	3°	4°	5°	Média	Variabilidade%
MV	99,13	99,49	96,83	103,49	102,7	100,33 $\pm$ 2,45	2,44
CV	125,8	124,63	134,86	129,75	134,98	130,00 $\pm$ 4,36	3,35
AV	74,22	66,12	75,93	68,94	68,67	70,78 $\pm$ 3,69	5,21
OV	165,02	169,35	168,13	169,36	167,9	167,95 $\pm$ 1,59	0,94
OP	191,75	188,12	188,37	188,16	191,01	189,48 $\pm$ 1,57	0,82
AP	100,17	101,58	100,51	103,41	98	100,73 $\pm$ 1,77	1,75
CP	62,93	60,19	62,19	63,75	64,81	62,77 $\pm$ 1,56	2,48
MP	19,01	16,33	17,29	18,16	19,31	18,02 $\pm$ 1,10	6,1
						DP médio	2,89 $\pm$ 1,79

4.3.6 Análise dos dados:

Os dados obtidos para a avaliação da adaptação foram agrupados conforme a área em que se encontravam os pontos de medição, sendo divididas em: Adaptação marginal, área de Chanfro, terço médio e terço oclusal para o plano vertical (Fig.15). Os dados também foram agrupados considerando as diferentes faces da coroa, ou seja, mesial, distal, vestibular e palatina (Fig. 16). Considerando o agrupamento dos dados a adaptação para cada área foi obtida para os três grupos estudados, possibilitando a comparação entre os mesmos. A comparação entre as diferentes áreas mensuradas também foi realizada para verificar a uniformidade do espaçamento entre *coping* e pilar. Além disso, a adaptação obtida para os *copings*

dos três grupos foi comparada com o parâmetro de espaçamento entre *coping* e pilar estabelecido no software Cerec 4.0 no momento da confecção dos espécimes.

Para a comparação da adaptação entre os grupos e entre as áreas de mensuração foi utilizada Análise de Variância a 2 critérios (ANOVA-2) e Teste de Tukey ($p \leq 0,05$). Para a comparação entre a adaptação obtida experimentalmente nos *copings* e o parâmetro de espaçamento determinado no sistema Cerec, o qual correspondeu a 80 μm , foi utilizado teste de Dunnett ($p \leq 0,05$).

Fig. 15 – Áreas de agrupamento das mensurações no plano horizontal.

Fig. 16 – Áreas de agrupamento das mensurações no plano vertical.

4.4 Análise das Tensões nas coroas cerâmicas em função da adaptação:

4.4.1 Construção do modelo de elementos finitos:

Dois modelos de elementos finitos (MEF) foram construídos, correspondentes aos espécimes com o maior e com o menor desajuste entre *coping* e pilar no terço oclusal. Portanto, para a seleção dos espécimes que serviram como referência para estes modelos, foram utilizadas as mensurações de adaptação interna na região oclusal já descritas no item 4.3.5 deste mesmo capítulo. Coincidentemente, ambos os espécimes selecionados faziam parte do grupo ZMAX, o qual teve a maior variabilidade para adaptação entre *coping* e pilar na região oclusal. As medidas de adaptação dos espécimes selecionados estão descritas na tabela 6.

Tabela 6 – Dimensão do espaçamento entre *coping* e pilar para os modelos com maior e menor espaçamento.

Local	Adaptação coping/pilar (μm)	
	Maior espaçamento	Menor espaçamento
OB1	206,00	104,00
OB2	165,75	127,57
OC	295,00	135,00
OP1	364,00	63,75
OP2	179,00	93,00
OM1	213,18	79,40
OM2	283,39	82,22
OD1	317,33	103,42
OD2	136,12	75,02
Média	239,97	95,93

Os arquivos em formato .bmp correspondentes aos espécimes de maior e menor desajuste no terço oclusal foram importados pelo software Mimics (Materialise; Leuven, Bélgica) para a construção de modelos tridimensionais. As ferramentas de limiar e de região de crescimento foram utilizadas para a delimitação de todas as partes do espécime. Devido a artefatos resultantes da alta densidade do Y-TZP e a consequente reflexão de raios-x, o espaço correspondente ao agente de cimentação teve de ser refinado (delimitado) manualmente em todos os cortes bidimensionais dos modelos.

O implante foi escaneado separadamente no micro tomógrafo e as ferramentas de limiar e região de crescimento foram utilizadas para gerar seu modelo tridimensional. Um bloco de resina acrílica em forma de U invertido também foi escaneado separadamente para simular o osso peri-implantar. A operação booleana foi utilizada para subtrair o volume do implante do bloco de osso, gerando o sítio ósseo correspondente ao implante.

Para a modelagem da cerâmica de cobertura do *coping*, uma coroa bicamadas com base de Y-TZP foi digitalizada no micro-CT. A operação booleana foi usada para subtrair os *copings* dos espécimes com maior e menor desajuste da coroa completa, obtendo-se a parte correspondente à cerâmica de cobertura. Assim, o modelo foi composto por seis partes: Tecido Ósseo; Implante; Pilar; Cimento; *Coping* e Cerâmica de cobertura (Figuras 17A a 17F); sendo que todas estas partes foram unidas no software Mimics (Figura 18). Os modelos 3D contendo todas as peças foram salvos como arquivos STL e exportados para o software 3-matic (Materialise; Leuven, Bélgica) para gerar a malha volumétrica para ambos os modelos.

Fig. 17 – Modelos 3D das partes que compuseram o modelo de elementos finitos: A) Tecido ósseo; B) Implante unido ao link metálico (TiBase); C) Pilar em Y-TZP; D) Cimento resinoso que preenche o espaço entre *coping* e pilar; E) *Coping* de Y-TZP; F) cerâmica de cobertura.

Fig. 18 – Modelo 3D completo com as partes devidamente encaixadas umas às outras.

Um erro geométrico de 0,04% foi utilizado para a geração da malha volumétrica, visando-se respeitar a geometria original. Para o refinamento da malha uma ferramenta de filtro de triângulos foi usada para evitar triângulos irregulares que poderiam provocar erros de cálculo pelo software de AEF. Os modelos tridimensionais de todas as partes foram compostos de elementos tetraédricos e foram exportados para o software Abaqus (V6.13; SIMULIA, EUA) para a AEF. No software Abaqus as constantes elásticas e a densidade dos materiais de cada parte foram inseridas. Tais propriedades foram experimentalmente obtidas para os materiais cerâmicos. Foi utilizado o método de Arquimedes para a densidade (d), enquanto a razão de Poisson (ν) e o módulo de elasticidade (E) foram obtidos pelo método pulso eco ultrassônico. Todas as peças e materiais foram considerados isotrópicos. Para os demais materiais envolvidos, as propriedades foram obtidas da literatura (Tabela 7).

Tabela 7 – Valores das constantes elásticas para os materiais componentes do modelo de EF; Módulo de elasticidade (E) em GPa e densidade (d) em g/cm^3 .

	E	ν	d	Parte	Fonte
Zirpress	73,740	0,222	2,470	Cerâmica de Cobertura	Experimental
Y-TZP	217,450	0,311	6,007	Pilar e <i>Coping</i>	Experimental
Liga de Titânio	110,000	0,350	4,500	Implante	Lewinstein et al 1995
Cimento Resinoso (Variolink II)	8,300	0,300	2,050	Cimento	Gurgell-Juarez et al 2012
Osso Tipo III	1,600	0,300	1,300	Osso	Yokoyama et al 2004

As superfícies de contato entre as partes foram marcadas e interação entre as mesmas foi determinada. A condição de contorno também foi determinada considerando todas as partes perfeitamente unidas e sem que houvesse qualquer atrito entre estas. Além disso, as faces, superior, mesial e distal do tecido ósseo foram consideradas fixas, sem qualquer movimentação (Figura 19).

Fig. 19 – Aspecto do modelo após a geração da malha volumétrica demonstrando a interação entre as partes de um modelo, condições de contorno e direção da aplicação da carga.

Com vista a avaliar a consistência da modelagem, um teste de convergência foi feito para ambos os modelos, para permitir a determinação da menor densidade da malha possível para produzir resultados confiáveis. Com o aumento gradativo da densidade da malha o resultado para o valor das tensões aumenta em certa proporção, até que chega a um valor próximo da constância, independente do aumento da densidade da malha. Para o teste de convergência uma carga axial de 100N foi aplicada sobre o centro da face oclusal da coroa e a tensão principal máxima foi analisada para ambos os modelos variando a densidade da malha. Cinco modelos com densidade de malha diferente foram realizados para cada um dos espécimes testados. Os resultados do teste de convergência são descritos nos Gráficos 1 e 2. O modelo final do espécime com maior desajuste teve um total de 247.091 elementos enquanto o modelo com menor espaçamento apresentou 197.421 elementos.

Para a avaliação da tensão, uma carga axial de 225N foi aplicada no centro da face oclusal da coroa, distribuídos em 15 nós (15N em cada) (Figura 20), este valor está dentro da margem de carregamento oclusal para segundos pré-molares superiores (ROTTNER, RICHTER 2004). Assim, a tensão principal máxima pôde ser calculada para as coroas de cerâmica pelo software Abaqus.

Gráfico 1 – Resultado do teste de convergência para o modelo com menor espaçamento oclusal.

Gráfico 2 – Resultado do teste de convergência para o modelo com maior espaçamento oclusal.

Figura 20 – Determinação dos nós para aplicação da carga axial.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Alterações Dimensionais

Foram obtidos resultados das alterações dimensionais decorrentes do processo de sinterização para os espécimes geométricos e anatômicos, os quais serão descritos a seguir:

5.1.1 Espécimes Geométricos

Os resultados para a contração de sinterização dos espécimes geométricos nos diferentes locais de mensuração para os grupos ZMAX, ZYZ e ZMC estão apresentados nas tabelas 8, 9 e 10, respectivamente.

Tabela 8 – Valores de contração de sinterização para os diferentes locais mensurados para o grupo ZMAX.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Média	DP
E1	21,27	22,91	23,40	23,40	22,91	19,56	22,44	21,27	21,73	23,40	24,00	20,00	22,19	1,37
E2	21,27	22,91	23,40	21,73	25,00	23,40	20,83	21,27	21,73	23,40	20,83	21,73	22,29	1,25
E3	20,83	20,83	21,73	21,73	21,27	21,73	20,83	21,27	21,73	21,27	20,83	21,27	21,28	0,37
E4	22,91	21,27	21,73	23,40	25,00	21,73	20,40	19,14	21,73	21,73	20,83	21,73	21,80	1,42
E5	22,91	20,83	21,73	23,40	23,40	21,73	20,83	17,39	21,73	23,40	20,83	19,56	21,48	1,71
E6	20,83	20,83	23,40	23,40	22,91	21,73	20,83	19,56	21,73	21,27	20,83	21,27	21,55	1,12
E7	21,27	21,27	21,73	21,27	22,91	21,73	24,00	20,83	21,73	20,00	22,91	21,73	21,78	1,01
E8	22,91	21,27	21,73	22,91	23,40	21,73	22,44	23,40	21,73	21,73	22,91	22,91	22,42	0,71
E9	18,75	22,91	21,73	21,27	23,40	21,73	20,83	21,73	21,73	23,40	21,27	21,27	21,67	1,20
A1	23,30	21,42	20,00	20,21	19,60	20,79	20,40	21,64	20,58	20,58	20,79	24,50	21,15	1,36
A2	23,30	22,44	20,00	20,00	21,15	20,00	20,40	22,44	20,00	21,56	20,00	25,24	21,38	1,62
A3	23,30	21,64	21,00	20,83	19,60	21,21	20,40	22,44	20,00	22,33	19,19	24,27	21,35	1,46
L1	22,00	22,68	20,58	21,56	21,21	21,35	20,00	20,83	21,00	24,03	20,79	21,64	21,47	1,02
L2	21,21	21,64	21,56	21,56	20,40	20,58	20,00	20,83	20,00	22,33	20,79	21,64	21,05	0,70
L3	21,21	21,64	21,56	20,58	19,58	21,56	20,00	20,00	21,56	22,33	21,56	20,21	20,98	0,83
Média	21,82	21,77	21,69	21,82	22,12	21,37	20,98	20,94	21,25	22,18	21,20	21,93	21,59	1,14
DP	1,24	0,76	0,76	1,16	1,79	0,86	1,09	1,43	0,70	1,13	1,17	1,59	1,14	

Tabela 9 – Valores de contração de sinterização nos diferentes locais de mensuração para o grupo ZYZ.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Média	DP
E1	17,77	21,73	19,56	21,73	21,73	21,27	21,27	21,73	22,22	21,73	21,73	20,83	21,11	1,20
E2	19,56	21,73	19,56	21,73	21,73	21,27	21,27	19,56	20,45	20,00	21,73	20,83	20,79	0,88
E3	21,73	23,40	19,56	21,73	19,56	21,27	21,27	21,73	20,45	20,00	21,73	19,14	20,96	1,19
E4	21,73	20,00	19,56	21,73	21,73	21,27	21,27	21,73	18,18	19,56	19,56	19,14	20,46	1,20
E5	21,73	21,73	19,56	20,00	19,56	21,27	21,27	19,56	18,18	21,73	19,56	19,56	20,31	1,13
E6	21,73	21,73	19,56	21,73	19,56	21,27	21,27	19,56	18,18	21,73	19,56	19,56	20,45	1,19
E7	20,00	20,00	21,27	21,73	19,56	22,91	21,27	19,56	18,18	19,56	19,56	19,14	20,23	1,25
E8	21,73	21,73	21,73	21,73	19,56	21,27	21,27	21,27	18,18	21,73	19,56	19,56	20,78	1,17
E9	21,73	21,73	19,14	21,73	19,56	21,27	21,27	21,27	18,18	21,73	19,56	19,56	20,56	1,21
A1	20,40	20,40	20,40	21,42	19,58	21,21	21,21	20,40	21,42	20,40	19,58	19,58	20,50	0,66
A2	21,21	21,21	21,21	21,42	19,58	21,21	21,21	20,40	20,40	20,40	20,40	20,40	20,75	0,54
A3	21,21	21,21	20,40	22,22	19,58	21,21	20,40	20,40	20,40	20,40	21,42	20,61	20,79	0,66
L1	20,40	21,42	20,40	19,38	20,40	22,22	20,40	21,21	21,21	20,40	20,40	20,40	20,69	0,69
L2	21,21	20,40	20,40	19,38	19,38	21,42	20,40	20,40	21,21	20,40	20,40	20,61	20,47	0,61
L3	21,21	20,40	20,40	20,40	20,40	21,42	20,40	19,38	22,77	20,40	20,40	20,40	20,67	0,79
Média	20,89	21,25	20,18	21,20	20,10	21,45	21,03	20,54	19,97	20,68	20,34	19,95	20,63	0,96
DP	1,08	0,87	0,74	0,90	0,87	0,46	0,38	0,86	1,59	0,79	0,86	0,62	0,83	

Tabela 10 – Valores de contração de sinterização nos diferentes locais de mensuração para o grupo ZMC.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Média	DP
E1	20,83	20,40	20,83	21,27	22,44	20,40	21,27	19,14	21,27	22,44	21,27	22,91	21,21	0,99
E2	20,83	20,83	20,83	19,14	19,14	20,40	21,27	18,75	20,83	20,83	20,83	21,27	20,41	0,81
E3	17,39	21,27	20,40	24,48	21,27	20,40	21,27	18,75	20,83	22,91	18,75	21,27	20,75	1,81
E4	20,83	20,83	20,83	19,14	20,83	20,40	20,83	22,91	22,91	20,40	21,27	20,83	21,00	1,03
E5	20,83	20,83	20,83	19,14	19,14	20,40	20,83	20,83	20,83	22,44	20,83	20,83	20,65	0,82
E6	20,83	21,27	20,83	20,83	19,56	22,00	18,75	22,44	20,83	22,91	20,83	20,83	20,99	1,08
E7	18,75	20,40	21,27	22,91	20,83	22,44	18,75	20,83	21,27	22,44	21,27	20,83	21,00	1,24
E8	22,44	20,83	21,27	20,83	20,83	20,83	20,40	20,83	20,83	20,83	20,83	20,83	20,97	0,48
E9	20,83	21,27	19,14	20,83	21,27	20,83	20,40	20,40	20,83	22,91	22,44	20,83	21,00	0,92
A1	21,42	21,21	20,00	19,79	19,58	19,00	21,00	19,58	20,40	21,42	21,42	20,00	20,40	0,82
A2	20,61	21,42	20,00	19,79	19,58	19,00	20,20	21,42	20,40	21,42	20,40	20,00	20,35	0,74
A3	20,61	21,42	20,00	20,61	19,58	19,00	20,20	21,42	20,40	21,42	20,40	19,19	20,35	0,79
L1	20,20	20,00	19,58	20,00	20,00	22,44	23,23	20,20	21,21	21,21	19,38	20,61	20,67	1,11
L2	19,19	21,00	20,61	20,00	20,00	22,44	21,64	20,20	21,21	21,21	19,38	21,42	20,69	0,93
L3	19,19	21,00	20,61	20,00	20,00	22,44	20,81	20,20	21,21	21,21	19,38	20,61	20,56	0,85
Média	20,32	20,93	20,47	20,58	20,27	20,83	20,72	20,53	21,02	21,73	20,58	20,82	20,73	0,96
DP	1,18	0,40	0,59	1,41	0,91	1,23	1,05	1,17	0,59	0,82	0,95	0,78	0,92	

O teste Kruskal-Wallis ANOVA-1 ($p \leq 0,05$) foi utilizado para a comparação da contração de sinterização média entre os três grupos testados. Foi constatada maior taxa de contração de sinterização para o grupo ZMAX em relação aos demais, sendo que não houve diferença estatística entre ZYZ e ZMC.

Para a análise comparativa da variabilidade entre os diferentes grupos e entre os diferentes locais de mensuração foi utilizado o teste ANOVA-2 ($p \leq 0,05$), não sendo encontrada diferença estatística para nenhum dos critérios, ou seja, a variabilidade foi semelhante entre os grupos e locais mensurados.

A contração ocorrida nos diferentes locais mensurados também foi analisada, a partir do teste ANOVA com medições repetidas de Friedman ($p \leq 0,05$). Foi constatada maior contração de sinterização para o ponto de medição E1, enquanto os outros pontos apresentaram contração semelhante entre si.

A contração média obtida para os espécimes geométricos de cada grupo foi comparada com os valores de contração de sinterização informados pelos fabricantes dos respectivos blocos. Para tal análise foi utilizado o teste-T ($p \leq 0,05$) e os resultados estão explícitos na tabela 11.

Tabela 11 – Valores médios de contração de sinterização e desvio padrão para os diferentes grupos em comparação com valores de contração de sinterização fornecidos pelos fabricantes.

Grupo	Fabricante	Experimento
ZMAX	20%	$21,59 \pm 1,14$ *
ZYZ	19,93%	$20,63 \pm 0,96$ *
ZMC	19,99%	$20,73 \pm 0,92$ *

* Diferença estatisticamente significativa

5.1.2 Espécimes Anatômicos – *Copings* :

A alteração da espessura das paredes dos *copings* foi mensurada antes e após o processo de sinterização a partir de imagens de micro-CT. Os resultados para a contração estão apresentados nas figuras 21, 22 e 23.

Contração de Sinterização – ZMAX (%)

Figura 21 – Valores médios ± desvio padrão da contração de sinterização para os locais mensurados nos *copings* do grupo ZMAX.

Contração de Sinterização – ZMC (%)

Figura 22 – Valores médios ± desvio padrão da contração de sinterização para os locais mensurados nos *copings* do grupo ZMC.

Figura 23 – Valores médios $\pm$ desvio padrão da contração de sinterização para os locais mensurados nos *copings* do grupo ZYZ.

A variabilidade para o grau de contração de sinterização foi analisada para os fatores “Local de mensuração” e “Grupo (marca comercial)”. Para isso utilizou-se o teste estatístico ANOVA-2 ($p \leq 0,05$), o qual evidenciou diferença estatística para o fator “Local”. Já para o fator “Grupo” não houve diferença estatística para variabilidade entre as diferentes marcas comerciais.

O teste de Pearson demonstrou forte correlação entre os resultados dos espécimes geométricos e os dados de contração das paredes dos *copings*, com $p > 0,8$.

Tabela 12 – Resultado da comparação entre os diferentes locais mensurados para a variável **Contração de sinterização média** (em %) das paredes dos *copings*.

ESPESSURA	
Local	Contração Média
V	21,35 ^B
AV	21,86 ^{A,B}
OV	22,07 ^{A,B}
OC	23,06 ^C
OP	22,15 ^{A,B}
AP	21,27 ^{A,B}
P	21,23 ^{A,B}
M	19,96 ^A
D	21,85 ^{A,B}

Considerando a contração de sinterização, não houve diferença estatística entre marcas, porém houve diferença para o fator “LOCAL”, com M (Mesial) apresentando menor contração, enquanto OC apresentou maior taxa de contração (Tabela 12). Não houve interação entre os fatores “Grupo” e “Local”.

A análise das alterações dos ângulos axio-oclusais evidenciou diferença entre os locais, conforme demonstrado na tabela 13. Não houve diferença entre os grupos nem interação entre os fatores estudados.

Tabela 13 – Valores médios para a alteração dimensional dos ângulos do terço oclusal dos *copings*.

	OV	OC	OP
ZMAX	-0,55°	0,26°	0,88°
ZYZ	-3,23°	-1,46°	0,33°
ZMC	-5,37°	-2,70°	-0,08°
Média	-3,05^A	-1,30^{A,B}	0,38^B

Considerando a distância entre as paredes axial vestibular e axial palatina dos *copings*, houve diferença entre os grupos para a contração nas margens dos *copings*. Também houve diferença entre os locais, ou seja, entre a contração encontrada no terço médio e àquela encontrada na margem do *coping* (tabela 14). Também houve interação entre os fatores “Grupo” e “Local” no grupo ZMC.

Tabela 14 – Comparativo da contração de sinterização entre as diferentes regiões do *coping*; terço médio (D1) x margem (D2).

Grupo	1/3 Médio	Margem
ZMAX	20,11 ^A	19,76 ^A
ZYZ	20,01 ^A	20,26 ^A
ZMC	20,09 ^A	18,96 ^B

*letras diferentes demonstram diferença estatística.

A contração obtida no terço médio e nas margens dos *copings* foram estatisticamente comparadas à contração obtida experimentalmente nos espécimes geométricos e à fornecida pelos fabricantes dos blocos a partir de teste-T independente. Os testes estatísticos foram realizados para cada grupo separadamente e os resultados estão resumidos nas tabelas 15, 16 e 17 para os grupos ZMAX, ZYZ e ZMC, respectivamente.

Tabela 15 – Resultados dos testes-T ($p \leq 0,05$) para o grupo ZMAX; comparações das taxas de contração de sinterização das diferentes regiões dos *copings* com a dos espécimes geométricos e a taxa informada pelo fabricante.

COMPARAÇÃO	SIGNIFICÂNCIA
Geométrico x Fabricante	0,000
Margem x Fabricante	0,167
1/3 Médio x Fabricante	0,505
Geométrico x Margem	0,000
Geométrico x 1/3 Médio	0,000

* Texto em vermelho indica diferença estatisticamente significativa

Tabela 16 - Resultados dos testes-T ($p \leq 0,05$) para o grupo ZYZ; comparações das taxas de contração de sinterização das diferentes regiões dos *copings* com a dos espécimes geométricos e a taxa informada pelo fabricante.

COMPARAÇÃO	SIGNIFICÂNCIA
Geométrico x Fabricante	0,001
Margem x Fabricante	0,103
1/3 Médio x Fabricante	0,629
Geométrico x Margem	0,135
Geométrico x 1/3 Médio	0,013

* Texto em vermelho indica diferença estatisticamente significativa

Tabela 17 – Resultados dos testes-T ($p \leq 0,05$) para o grupo ZMC; comparações das taxas de contração de sinterização das diferentes regiões dos *copings* com a dos espécimes geométricos e a taxa informada pelo fabricante.

COMPARAÇÃO	SIGNIFICÂNCIA
Geométrico x Fabricante	0,000
Margem x Fabricante	0,002
1/3 Médio x Fabricante	0,566
Geométrico x Margem	0,000
Geométrico x 1/3 Médio	0,007

* Texto em vermelho indica diferença estatisticamente significativa

5.2 Análise da Adaptação dos *Copings*:

A adaptação dos *copings* foi mensurada e os dados foram tabulados conforme descrito no capítulo 4.3.6. Os resultados estão representados nas tabelas 18 e 19, para a adaptação no plano vertical e horizontal, respectivamente. Houve interação entre grupo e local apenas para os resultados do plano vertical. Os resultados da comparação entre a adaptação obtida experimentalmente nos *copings* e aquela determinada no software CEREC 4.0 estão explícitos nas tabelas 20 e 21.

Tabela 18 - Resultados para adaptação do *coping* no plano horizontal

Grupo	MARGEM Média±DP	CHANFRO Média±DP	AXIAL Média±DP	OCCLUSAL Média±DP
ZMAX	68,73 ± 10,21 ^E	90,71 ± 12,80 ^{A,B,C}	85,82 ± 16,88 ^{A,B}	172,74 ± 38,57 ^G
ZYZ	75,16 ± 9,26 ^{A,E}	109,81 ± 8,44 ^{C,D}	94,47 ± 9,93 ^{B,C,D}	167,96 ± 14,02 ^{F,G}
ZMC	72,56 ± 5,95 ^{A,E}	104,91 ± 8,51 ^{B,C,D}	112,30 ± 10,10 ^D	147,87 ± 12,84 ^F

* Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa

Tabela 19 - Resultados para adaptação considerando as faces axiais da coroa no plano vertical.

Grupo	VESTIBULAR Média ± DP	MESIAL Média ± DP	PALATINA Média ± DP	DISTAL Média ± DP	TOTAL Média
ZMAX	114,31 ± 21,54	92,76 ± 17,97	79,12 ± 13,41	100,34 ± 22,43	96,63 ^A
ZYZ	135,63 ± 8,37	102,75 ± 14,42	86,21 ± 12,47	107,61 ± 9,67	108,05 ^B
ZMC	131,07 ± 11,03	100,85 ± 8,51	83,76 ± 9,93	107,06 ± 8,08	105,68 ^{A,B}
Média Geral	127,00^C	98,79^B	83,03^A	105,00^B	

* Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa

Tabela 20 - Resultado do teste de Dunnett ($p \leq 0,05$) para a comparação entre a adaptação dos *copings* e ao padrão do CEREC nas considerando as regiões no plano horizontal.

Cell No.	Dunnett test; variable DV_1 (dados1) Probabilities for Post Hoc Tests (2-sided) Error: Between; Within; Pooled MS = 179,21, df = 126,99		
	Grupo	LOCAL	{16} (80,000)
1	ZMAX	Margem	0,307858
2	ZMAX	Chanfro	0,369461
3	ZMAX	Axial	0,954992
4	ZMAX	Oclusal	0,000005
5	ZYZ	Margem	0,989643
6	ZYZ	Chanfro	0,000008
7	ZYZ	Axial	0,088342
8	ZYZ	Oclusal	0,000005
9	ZMC	Margem	0,806220
10	ZMC	Chanfro	0,000176
11	ZMC	Axial	0,000005
12	ZMC	Oclusal	0,000005

*Resultados em vermelho indicam diferença estatisticamente significativa

Tabela 21 - Resultado do teste de Dunnett ($p \leq 0,05$) para a comparação entre a adaptação dos *copings* e ao padrão do CEREC nas considerando as regiões no plano vertical.

Cell No.	Dunnett test; variable DV_1 (dados1) Probabilities for Post Hoc Tests (2-sided) Error: Between; Within; Pooled MS = 147,18, df = 111,42		
	Grupo	LOCAL	{16} (80,000)
1	ZMAX	Vestibular	0,000009
2	ZMAX	Mesial	0,106084
3	ZMAX	Palatina	1,000000
4	ZMAX	Distal	0,001047
5	ZYZ	Vestibular	0,000009
6	ZYZ	Mesial	0,000174
7	ZYZ	Palatina	0,872431
8	ZYZ	Distal	0,000012
9	ZMC	Vestibular	0,000009
10	ZMC	Mesial	0,000721
11	ZMC	Palatina	0,997613
12	ZMC	Distal	0,000013

*Resultados em vermelho indicam diferença estatisticamente significativa

5.3 Avaliação da distribuição de tensões:

As representações gráficas da distribuição das tensões nos modelos com maior e menor espaçamento oclusal são demonstradas nas figuras 24 a 29. Valores de tensão negativos indicam compressão, enquanto os positivos indicam tração. Os valores das maiores tensões em cada parte da coroa e sua localização estão descritos na tabela 22.

Fig 24 - Distribuição das tensões na coroa do modelo com menor espaçamento entre *coping* e pilar.

Fig 25 - Distribuição das tensões na cerâmica de cobertura no modelo com menor espaçamento entre *coping* e pilar.

Fig 26 - Distribuição das tensões no *coping* de Y-TZP no modelo com menor espaçamento entre *coping* e pilar.

Fig 27 - Distribuição das tensões na coroa do modelo com maior espaçamento entre *coping* e pilar.

Fig 28 - Distribuição das tensões na cerâmica de cobertura no modelo com maior espaçamento entre *coping* e pilar.

Fig 29 - Distribuição das tensões no *coping* de Y-TZP no modelo com maior espaçamento entre *coping* e pilar.

Tabela 22 – Valores das maiores tensões (MPa) nas diferentes partes e locais das coroas.

Modelo/Parte	Menor espaçamento	Maior espaçamento
Cerâmica de Cobertura Superfície Oclusal	80,00	115,00
Cerâmica de Cobertura Superfície Interna	5,70	10,78
<i>Coping</i> Superfície Externa	33,00	41,00
<i>Coping</i> Superfície Interna	29,01	59,35

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

6.1 Alterações Dimensionais x Processo de Sinterização da Y-TZP:

As alterações dimensionais decorrentes do processo de sinterização da Y-TZP foram avaliadas a partir de espécimes geométricos e anatômicos, o que permitiu verificar a possível influência do desenho do espécime nas alterações dimensionais. Houve diferença entre a contração de sinterização dos espécimes geométricos e à contração ocorrida no terço médio e entre as margens dos *copings* para o Grupo ZMAX. O grupo ZYZ apresentou diferença entre a contração dos espécimes geométricos e o terço médio dos *copings*. O grupo ZMC apresentou diferença nas duas regiões mensuradas dos *copings*, terço médio e margens, quando comparada com os espécimes geométricos do mesmo fabricante.

A mensuração dos espécimes geométricos permitiu a obtenção da taxa de contração de sinterização linear para cada grupo. Assim, foi possível comparar a taxa de contração de sinterização linear obtida experimentalmente com aquela informada pelos respectivos fabricantes dos blocos de Y-TZP. Neste quesito, houve diferença para todos os grupos estudados. Uma vez que o sistema CAD/CAM recebe as informações da contração de sinterização fornecidas pelo fabricante, tal resultado poderia implicar em uma adaptação *coping*/pilar diferente da esperada, já que a estrutura de Y-TZP é fresada de maneira a compensar a contração de sinterização.

A mensuração das alterações dimensionais ocorridas nos espécimes anatômicos (*copings*) permitiu avaliar se houve compatibilidade entre a contração de sinterização inserida no software CEREC 4.0 e a obtida experimentalmente para os *copings*. Quando analisadas as distâncias entre as paredes vestibular e palatina destes, pôde-se perceber diferença estatística entre a contração linear dos *copings* no terço médio e a taxa de contração informada pelo fabricante no grupo ZMC. Para o grupo ZMC a contração média obtida entre as margens dos *copings* (18,96%) foi menor do que àquela informada pelo fabricante (19,99%), o que poderia resultar em maior desadaptação marginal para tal grupo, uma vez que a distância entre as

margens dos *copings* e as margens do preparo poderia se apresentar maior do que a desejável. Entretanto, a análise dos resultados de adaptação marginal deste grupo não demonstrou maior desadaptação marginal em relação aos demais. Isto pode ter ocorrido devido à incompatibilidade entre a contração de sinterização linear obtida experimentalmente nos espécimes geométricos e àquela informada pelo fabricante.

O presente estudo utilizou duas metodologias diferentes para a mensuração da contração de sinterização, uma a partir da mensuração de espécimes geométricos com espessímetro analógico e a outra pela mensuração de *copings* através de micro-CT. O teste de correlação de Pearson demonstrou forte correlação entre as duas metodologias, sendo que em ambos os casos o grupo ZMAX apresentou a maior contração de sinterização, seguido pelo grupo ZMC e com o grupo ZYZ apresentando a menor contração.

Já para o Grupo ZMAX, houve diferença entre a taxa de contração linear obtida nos *copings* (20,11% para o terço médio e 19,76% entre as margens) e àquela obtida para os espécimes geométricos (21,59%). Tal incompatibilidade pode explicar o menor espaçamento *coping*/pilare obtido para este grupo nas margens e no terço médio dos *copings*, uma vez que este apresentou a maior contração de sinterização para os espécimes geométricos.

Quanto às taxas de contração de sinterização obtidas para os espécimes geométricos, verifica-se que estão dentro da variação relatada na literatura (DENRY, KELLY 2008; OH et al 2010; MULLER 2013). Porém foram ligeiramente menores que as taxas relatadas por Almazdi et al 2012, os quais encontraram taxas de contração de sinterização de 24,6%, para a Y-TZP após a sinterização por energia de micro-ondas. Além da técnica de sinterização, o tamanho e formato dos espécimes podem ser responsáveis pela diferença de resultados. Outra possível causa para tal diferença seria o instrumento utilizado para mensuração das dimensões dos espécimes, uma vez que neste estudo utilizou-se espessímetro analógico, enquanto Almazdi et al 2012 utilizaram um micrômetro digital. O uso do espessímetro analógico possibilita a mensuração de pontos específicos do espécime, evitando que possíveis distorções decorrentes do processo de sinterização, como o empenamento do espécime relatado por Antolino et al (2009), possam mascarar a real contração de sinterização obtida. Este método permitiu

analisar a uniformidade da contração de sinterização do espécime geométrico. A mensuração com paquímetro não ofereceria tal vantagem, uma vez que a medição da espessura do espécime seria feita de ponta a ponta, ao invés da mensuração de pontos específicos.

A comparação entre os diferentes locais mensurados dos espécimes geométricos demonstrou uniformidade da contração de sinterização dos espécimes, havendo diferença significativa apenas em um dos quinze pontos mensurados. Quanto às mensurações da espessura das paredes dos *copings*, não houve contração de sinterização perfeitamente uniforme, já que houve diferença estatisticamente significativa entre os locais mensurados. Quando comparadas as distâncias entre as paredes vestibular e palatina dos *copings*, houve diferença entre as margens e o terço médio apenas para o grupo ZMC. Os achados de contração não uniforme dos espécimes pode estar associado aos achados de Antolino et al 2009 e Oh et al 2010 que encontraram distorções dos espécimes após o processo de sinterização. Antolino et al 2009 atribuíram as distorções em curvatura encontradas a duas hipóteses: 1) a ação de impurezas na base (recipiente) de alumina utilizada para sinterização dos espécimes de zircônia; 2) ao gradiente de umidade que ocorre através da espessura da peça pré-sinterizada ou por tensão capilar.

A análise da alteração dos ângulos internos axio-oclusais dos *copings* visou analisar uma possível distorção dos espécimes. Os ângulos ocluso-vestibular e oclusal central (entre as vertentes das cúspides vestibular e palatina) sofreram uma redução após o processo de sinterização. O ângulo palato-oclusal foi o que menos sofreu alterações após o processo de sinterização. Assim, no terço oclusal, as alterações dimensionais dos *copings* ocorreram a expensas da porção vestibular do *coping*, com reflexo no ângulo central. Este tipo de distorção poderia causar alteração do espaço de cimentação no terço oclusal e pode ter influenciado nos resultados obtidos para adaptação dos *copings* no presente estudo. Os grupos ZMC e ZYZ apresentaram maior alteração (redução) dos ângulos oclusais e, coincidentemente apresentaram menor espaçamento no terço oclusal quando comparados ao grupo ZMAX que teve a menor distorção angular.

6.2 Adaptação dos *copings*:

Considerando os resultados da avaliação da adaptação marginal, não houve diferença entre as marcas comerciais estudadas. O mesmo ocorreu para a área de chanfro. A análise da adaptação no ponto médio das paredes axiais evidenciou maior espaçamento para o grupo ZMC em relação aos demais.

A adaptação marginal obtida para todos os grupos estudados se encontra dentro da margem aceitável clinicamente de até 120µm, conforme estipulado por McLean & Fraunhofer 1971. Quanto à adaptação interna, Ishikiriama et al (1981) consideraram aceitável uma variação entre 50 a 100 µm, enquanto Scherrer et al 1994, consideraram uma variação normal entre 100 a 160 µm. No presente estudo a adaptação interna aceitável não foi alcançada para os grupos ZMAX e ZYZ. Considerando a variabilidade encontrada, alguns espécimes do grupo ZMC também não atingiram o limite aceitável de adaptação interna.

Na região oclusal houve diferença apenas entre ZMAX e ZMC, com o primeiro apresentando maior espaçamento (ver Tabela 18). Tal fato pode estar associado à diferença dos padrões de alteração dos ângulos oclusais para esses grupos, uma vez que o ZMAX apresentou ligeiro aumento dos ângulos OC e OP, enquanto que em ZMC houve redução dos ângulos OC e OP.

Analisando o agrupamento dos dados da adaptação obtida nas diferentes faces do dente no aspecto longitudinal, ou seja, Vestibular, Mesial, Distal e Palatina, houve diferença de adaptação entre os grupos e entre as diferentes faces (ver Tabela 19). Neste caso, o espaçamento médio obtido para o grupo ZYZ maior que o encontrado no grupo ZMAX, poderia ser explicado pela maior compatibilidade entre a contração ocorrida entre as paredes axiais dos *copings* e a obtida nos espécimes geométricos do grupo ZMAX (vide tabela 15). Entre as diferentes faces analisadas, a vestibular apresentou maior espaçamento em relação às demais faces em todos os grupos, enquanto a palatina apresentou a melhor adaptação. As alterações ocorridas nos ângulos oclusais decorrentes da sinterização, descritas na tabela 13, possivelmente justificam tais achados, uma vez que houve maior distorção angular na região vestibular.

Os resultados mostraram um espaço para cimentação sem uniformidade, diferindo, em algumas localidades, do padrão de espaçamento determinado pelo sistema CAD/CAM, o qual correspondeu a 80 μm . Para o grupo ZMAX houve diferença estatisticamente significativa apenas nas regiões oclusal, distal e vestibular dos *copings*. Já o grupo ZYZ demonstrou diferença estatisticamente significativa nas regiões de Chanfro, Oclusal, Vestibular e Mesial. O grupo ZMC só não apresentou diferença estatística nas regiões da Margem e Palatina. Assim, pôde-se perceber que nenhum dos grupos atingiu a adaptação esperada, quando considerado o parâmetro de espaçamento determinado pelo software CEREC 4.0.

A avaliação da adaptação dos *copings* demonstrou falta de uniformidade no espaçamento entre *coping* e pilar. De Jager, Pallav, Feilzer (2005) demonstraram através de modelos de elemento finito que tal falta de uniformidade na adaptação aumenta a concentração de tensões na camada de cimentação, podendo levar a interface adesiva à falha.

Por serem as cerâmicas, materiais friáveis, é importante que haja uniformidade no espaço para cimentação sob coroas confeccionadas em tais materiais. Além disso, uma redução da espessura do agente de cimentação pode ser benéfica nos casos de coroas cerâmicas, uma vez que o cimento é um material com menor módulo de elasticidade, podendo causar maior tendência à deflexão da cerâmica que o recobre (PALLIS et al 2004; MAY et al 2012). Deve-se observar, entretanto, que todos os grupos se mostraram dentro da margem clinicamente aceitável para a adaptação, conforme estipulado por McLean & Fraunhofer (1971) e Mormann et al (2006) e reafirmado em trabalhos mais recentes (MARTINS 2012; COLPANI et al 2013; HUANG et al 2014).

Em todos os grupos, o maior espaçamento entre *coping* e pilar ocorreu no terço oclusal, estando em concordância com outros trabalhos que avaliaram a adaptação interna de coroas cerâmicas (SCHERRER et al 1994; MARTINS et al 2012; YILDIZ et al 2013; HUANG 2014). Tal achado pode estar relacionado aos resultados da contração de sinterização das paredes dos *copings* em espessura (vide figuras 29, 30 e 31), uma vez que as paredes oclusais sofreram as maiores contrações, estando acima das taxas estipuladas pelos fabricantes dos blocos. Os valores para adaptação marginal, axial e oclusal estão dentro da margem relatada

na literatura científica (BORBA et al 2011; MARTINS et al 2012; YILDIZ et al 2013; COLPANI et al 2013).

As diferenças na espessura do espaço de cimento em coroas cerâmicas confeccionadas em CAD/CAM são relatadas na literatura e também observadas na prática clínica. Estes resultados podem estar relacionados com o formato da superfície do preparo (ângulos), variações no processo de digitalização, ou à capacidade limitada dos instrumentos de fresagem para reproduzir detalhes finos (MAY et al 1998, LUTHARDT et al 2002; COLPANI et al 2013).

O método utilizado para avaliação da adaptação dos *copings*, a partir de micro tomografia, se mostrou viável, conforme já relatado nos trabalhos de Pelekanos et al 2009, Seo et al 2009, Borba et al 2011, Krasanaki et al 2012, Prasad & Al-Kheraif 2013 e Pimenta et al 2015. No presente estudo, houve uma variabilidade média de $2,89 \pm 1,79\%$ para o processo de escaneamento após a mensuração da adaptação em um mesmo espécime em nove pontos diferentes após cinco escaneamentos em micro-CT (Tabela 5). Contrepolis et al 2013, após uma revisão sistemática abordando a adaptação marginal de coroas cerâmicas, recomendaram o uso de micro tomografia de raios-X para a mensuração da adaptação marginal, por permitir diversas medições e possibilitar a identificação precisa das distâncias a serem medidas. Os mesmos autores recomendaram que a mensuração da adaptação fosse realizada diretamente sobre o preparo e antes da cimentação das coroas, parâmetros que foram seguidos no presente estudo.

Analisando-se a literatura prévia, pode-se perceber que muitos autores realizaram a mensuração da adaptação de estruturas de próteses fixas antes da aplicação da cerâmica de cobertura (COLPANI et al 2013; PIMENTA et al 2015), enquanto outros o fizeram após a finalização das próteses (MARTINS et al 2012; BRAWEK et al 2013). Kohorst et al (2010) demonstraram haver diferença na adaptação marginal de próteses fixas de 4 elementos com estrutura de Y-TZP antes e após a aplicação da cerâmica de cobertura. Entretanto, Pak et al (2010), contradizendo os achados de Kohorst et al (2010) afirmaram não haver alteração da adaptação marginal de coroas cerâmicas suportadas por *copings* de Y-TZP após a aplicação da cerâmica de cobertura. O presente estudo avaliou a adaptação dos *copings* de Y-TZP sem a aplicação da cerâmica de cobertura, ficando a análise do

efeito da cerâmica de cobertura sobre a adaptação, a ser realizada em projetos futuros.

Quanto ao número de mensurações realizadas para a análise da adaptação marginal, não foram seguidos os parâmetros sugeridos por Groten et al 2002, os quais estipularam pelo menos 50 pontos de mensuração da adaptação marginal para que houvesse uma variabilidade de até $\pm 5 \mu\text{m}$. Gassino et al 2004, discordaram de Groten et al 2002, sugerindo a mensuração de pelo menos 18 pontos para que a variabilidade não ultrapassasse $\pm 4 \mu\text{m}$. Groten et al 2002 sugeriram que uma variabilidade aceitável não deveria ultrapassar $10 \mu\text{m}$, o que foi alcançado neste estudo, o qual realizou 24 medições do *gap* marginal em oito diferentes pontos. Considerando a variabilidade em porcentagem, o presente estudo apresentou menor variabilidade que o de Groten et al 2002, o qual obteve 16,66% ($\pm 5 \mu\text{m}$) de variabilidade em relação à média ($30 \mu\text{m}$), enquanto o presente estudo apresentou 8,2% para o grupo ZMC, 12,32% para o ZYZ e 14,85% para o ZMAX. É importante enfatizar a diferença das metodologias utilizadas, uma vez que nosso estudo utilizou análise da discrepância marginal absoluta através de micro-CT, enquanto Groten et al 2002 e Gassino et al 2004 avaliaram a discrepância marginal vertical com o uso de microscopia.

6.3 Distribuição de Tensões x Adaptação interna:

O estudo da adaptação de próteses cerâmicas se mostrou relevante, uma vez que influenciou na distribuição de tensões ocorrida nas mesmas. Tal distribuição de tensões depende de muitos fatores como as propriedades físicas do material, *design* da prótese, *design* do preparo, magnitude dos esforços mastigatórios e adaptação entre pilar e prótese; e pode influenciar na sua longevidade (MAY et al 2011; DELLA BONA et al 2013; CORAZZA et al 2013).

Os modelos de Elemento Finito aqui utilizados foram elaborados a partir de imagens de micro-CT, o qual é capaz de reproduzir os espécimes físicos de maneira precisa, devido à alta resolução do escaneamento. Tal método foi descrito por Kato & Ohno 2009 e Della Bona et al 2013 e, utilizado em outros estudos recentes para avaliação da distribuição de stress em coroas e próteses cerâmicas (THOMPSON et

al 2011; MAY et al 2011; SILVA et al 2012; DELLA BONA et al 2013). As constantes elásticas utilizadas foram adquiridas experimentalmente para os materiais cerâmicos, uma vez que a coroa composta pelos mesmos seria o objeto principal do estudo. Assim, as propriedades foram adquiridas especificamente para as marcas e lotes comerciais dos blocos, proporcionando maior fidelidade aos modelos. O método utilizado para as constantes elásticas foi o pulse eco ultrassônico, o qual tem sido utilizado com precisão para a determinação de constantes elásticas de materiais cerâmicos (DENRY & HOLLOWAY 2004), enquanto que o método de Archimedes foi utilizado para a determinação da densidade, conforme já descrito em outros trabalhos (KEENAN et al 1997; DENRY & HOLLOWAY 2004). No presente estudo, tentou-se determinar as constantes elásticas do cimento resinoso utilizado no modelo de EF pelo método ultrassônico. Entretanto, devido à alta variabilidade encontrada, foi preferível utilizar dados provenientes da literatura científica.

A distribuição de stress ocorrida em coroas ceramo-cerâmicas com estrutura de zircônia (Y-TZP) foi avaliada considerando-se a variabilidade do espaço de cimentação obtido no terço oclusal para os diferentes espécimes testados. A diferença média entre os modelos com menor e maior espaçamento oclusal foi de 144 μm , ultrapassando 300 μm em um dos pontos. Baseando-se nos resultados da análise de elementos finitos (AEF) pôde-se perceber a influência da espessura de cimento na distribuição de stress das coroas testadas. A maior espessura de cimento aumenta a concentração de stress no *coping* e na cerâmica de cobertura, como demonstrado nas figuras 24 a 29. Tal resultado demonstra concordância com os achados de Pallis et al 2004 e May et al 2011, os quais associaram maior probabilidade de falha ao maior espaçamento entre *coping* e pilar na região oclusal.

Embora Proos et al (2003) tenham relatado haver mínima influência da espessura de cimento na concentração de tensões em coroas cerâmicas, o presente estudo demonstrou haver aumento considerável nas tensões distribuídas nas coroas cerâmicas em função do aumento de espessura de cimento, estando em concordância com o trabalho de May et al 2012. No trabalho de Proos et al (2003) foi avaliada a distribuição de tensão na coroa cerâmica de pré-molar com espessuras de cimento de 50 e 100 μm , o que talvez tenha levado à pequena diferença relatada por tais autores. O trabalho de May et al 2012 variou a espessura de cimento de 50 a 500 μm em coroas cerâmicas em molares. Possivelmente, a grande variação do

espaço de cimentação levou à maior evidência da influência do mesmo na distribuição de tensões nas coroas cerâmicas. O mesmo pode ser considerado como um fator relevante no presente estudo.

Analisando a forma como o stress foi distribuído nas coroas cerâmicas, pôde-se perceber uma concentração de stress na região da aplicação da carga, localizada na área externa da superfície oclusal da cerâmica de cobertura e, no caso do *coping*, na região interna da superfície oclusal do mesmo, ou seja, na região da interface entre *coping* e agente cimentante. Tal característica está de acordo com os achados de Della Bona et al 2013 e Corazza et al 2013.

A análise da concentração de tensões em coroas cerâmicas permite prever a longevidade das mesmas, baseadas em sua resistência mecânica. No presente estudo a tensão máxima principal na cerâmica de cobertura foi de 115 MPa, enquanto no *coping* foi de 59 MPa. Segundo Borba 2010, a tensão média necessária para que haja 5% de risco de ruptura para cerâmicas vítreas de cobertura aplicadas manualmente sobre *copings* cerâmicos após um período de 5 anos em função pode variar de 46 a 48Mpa. Este limite foi ultrapassado em nossa pesquisa para ambos os modelos estudados, sendo mais crítico para o modelo com maior espaçamento. Analisando o material Y-TZP, a carga de ruptura média seria de 790 Mpa após 5 anos (BORBA 2010). Portanto, as tensões concentradas no *coping* do presente estudo, estão muito aquém da taxa de ruptura. Diante de tais evidências, é possível prever que há um considerável risco de falha da cerâmica de cobertura de coroas bicamadas com base de Y-TZP, quando submetidas às condições aqui estudadas.

É importante salientar que, apesar de o modelo de elemento finito simular uma condição real, não é possível afirmar que este é perfeitamente preciso na reprodução de estruturas complexas como próteses dentárias com diferentes camadas com diversos componentes de forças atuando no sistema, bem como o comportamento de estruturas biológicas, como o caso do tecido ósseo humano e a interface osso/implante. Neste estudo, para simplificação, todas as partes do modelo foram consideradas perfeitamente unidas entre si, o que não ocorre na situação clínica. Assim, a força de adesão entre agente cimentante e pilar, bem como agente cimentante e *coping* não foi considerada. Outros fatores que podem influir na concentração de tensões em próteses cerâmicas como as forças de adesão na

interface entre o *coping* de Y-TZP e a cerâmica de cobertura (MAY et al 2011), bem como o *stress* residual decorrente da sinterização da cerâmica de cobertura (THOLEY et al 2011), não foram considerados, o que pode ser considerada uma limitação dos modelos de elemento finito.

6.4 Considerações finais:

Embora as coroas cerâmicas confeccionadas por tecnologia CAD/CAM venham demonstrando desempenho clínico satisfatório (ETMAN, WOOLFORD 2010; BISCARO et al 2013; MONACO, CALDARI, SCOTTI 2013), diante das evidências encontradas no presente estudo, fica evidente a necessidade da adequação dos sistemas CAD/CAM aos padrões de contração de sinterização dos blocos de Y-TZP. Apesar de a adaptação marginal estar dentro da margem aceitável clinicamente, a adaptação interna influenciou a distribuição de tensões nas coroas cerâmicas, o que pode não ser tão crítico para cerâmicas com alta resistência à fratura como a Y-TZP, porém pode elevar o risco de fratura de cerâmicas com maior fragilidade mecânica, como a cerâmica vítrea de cobertura utilizada no presente estudo. Assim, a adaptação dos *copings* cerâmicos pode, aliado a outros fatores, ditar a longevidade das restaurações cerâmicas.

Portanto, tornam-se necessários estudos abordando um maior controle de sinterização da Y-TZP, bem como o aperfeiçoamento dos sistemas CAD/CAM, seja no processo de design das peças protéticas para compensar a contração de sinterização, seja na precisão para a reprodução de detalhes durante o processo de fresagem, visando garantir menor risco de falhas e, portanto, maior longevidade às coroas cerâmicas confeccionadas em CAD/CAM.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Todas as hipóteses nulas formuladas foram descartadas.

- A contração de sinterização obtida, tanto para os espécimes geométricos, quanto para os anatômicos, não se apresentaram perfeitamente uniformes, diferindo em certos pontos, da taxa de contração informada pelos respectivos fabricantes dos blocos.
 - Não houve diferença entre as diferentes marcas de blocos de Y-TZP quanto à adaptação marginal obtida nos *copings*, entretanto, houve diferença na adaptação interna dos *copings*.
 - A adaptação interna obtida nos *copings* não correspondeu àquela determinada nos parâmetros de espaçamento interno para a confecção dos *copings* do *software* do sistema CAD/CAM.
 - A adaptação interna influenciou a maneira como as tensões são distribuídas nas coroas cerâmicas, demonstrando maior concentração de tensões nas coroas com maior espaçamento interno na região oclusal.
-
-

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

(Formato Vancouver)

Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2010; 37(11):866-76. doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02113.x.

Antolino NE, Hayes G, Kirkpatrick R, Muhlstein CL, Frecker MI, Mockensturm EM, Adair JH. Lost Mold Rapid Infiltration Forming of Mesoscale Ceramics: Part 1, Fabrication. *J Am Ceram Soc*. 2009 ; 92(Suppl 1): S63–S69.

Almazdi AA, Khajah HM, Monaco EA Jr, Kim H. Applying microwave technology to sintering dental zirconia. *J Prosthet Dent*. 2012;v108(5):304-9. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60181-4.

Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical Oral Implants Research* 2007;18:218–31.

Biscaro L, Bonfiglioli R, Soattin M, Vigolo P. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. *J Prosthodont*. 2013;22(1):36-41. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00907.x.

Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems. *Clin Oral Investig*. 2013;17(9):2119-25. doi: 10.1007/s00784-013-0923-5.

Buchanan WT, Svare CW, Turner KA. The effect of repeated firings and strength or marginal distortion in two ceramometal systems. *J Prosthet Dent* 1981;45:502-506.

Borba M. Comportamento mecânico de cerâmicas utilizadas na confecção de próteses parciais fixas [tese]. São Paulo (SP): Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo; 2010.

Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mat* 27(2011) 1119–1126.

Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont*. 1993;6(5):435-9.

Chaar MS, Att W, Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2011;38(9):697-711.

Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 27 (2006) 535–543.

Chevalier J, Grenmillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc* 2009;92:1901–20.

Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.* 1966;16(2):297-305.

Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010 Nov;141(11):1317-29.

Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater.* 2013 Feb;29(2):174-80. doi: 10.1016/j.dental.2012.10.012.

Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013 Dec;110(6):447-454.e10. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.08.003.

Corazza PH, Feitosa SA, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2013 Mar;29(3):339-47. doi: 10.1016/j.dental.2012.12.007.

Conrad HJ, Wook-Jin S, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosth Dent* 2007; 98: 389-404.

De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J. A 20-Year Retrospective Survival Study of Fixed Partial Dentures. *Int J Prosthodont* 2006; 19:143–153.

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;21:242–51.

Dederich DN, Svate CW, Peterson LC, Turner KA, The effect of repeated firings on the margins of nonprecious ceramometals. *J Prosthet Dent* 1984;51:628-30.

Dedmon HW. The relationship between open margins and margin designs on full cast crowns made by commercial dental laboratories. *J Prosthet Dent* 1985;53:463-6.

DeHoff PH, Anusavice KJ. Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *J Dent Res* 1984; 63:1327-1331.

DeHoff PH, Anusavice KJ, Hojjatie B. Thermal incompatibility analysis of metal-ceramic systems based on flexural displacement data. *J Biomed Mater Res.* 1998;41:614-23.

Della Bona A', Borba M, Benetti P, Duan Y, Griggs JA. Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *J Dent.* 2013;41(5):412-9.

Denry IL, Holloway JA. Elastic constants, Vickers hardness, and fracture toughness of fluorrichterite-based glass-ceramics. *Dent Mater.* 2004; 20:213-9.

Denry I, Kelly RJ. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24: 299–307.

Eames WB, O'Neal SJ, Monteiro J, Miller C, Roan JD Jr, Cohen KS. Techniques to improve the seating of castings. *J Am Dent Assoc* 1978;96:432-7.

Etman MK, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: A preliminary study. *J Prosthet Dent* 2010;103:80-90.

Fasbinder DJ. Materials for Chairside CAD/CAM Restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010 Nov-Dec;31(9):702-4, 706, 708-9.

Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-4.

Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *Int J Prosthodont* 2004;17: 218-23.

Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent* 1981;45:138-45.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001; 85(6):585-98.

Goldman M, Laosonthorn P, White RR: Microleakage—full crowns and the dental pulp. *J Endod* 1992;18:473-475.

Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000;83:40-9.

Guess PC, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater* 2013; 29:307–316.

Gurgel-Juarez NC, Almeida EO, Rocha EP, Freitas Jr AC, Anchieta RB, Vargas LCM, Kina S, França FMG. Regular and Platform Switching: Bone Stress Analysis Varying Implant Type. *J Prosthodont*. 2012; 21:160–166.

Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Louvel M, Hämmerle CHF. Effect of dopants and sintering temperature on microstructure and low temperature degradation of dental Y-TZP-zirconia. *J Eur Ceram Soc* 2012;32: 4091–4104.

Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989; 62(4):405-8

Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. *J Prosthodont*. 2014 Sep 14. doi: 10.1111/jopr.12209.

Inokoshi M, Zhang F, De Munck J, Minakuchi S, Naert I, Vleugels J, Van Meerbeek B, Vanmeensel K. Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dent Mater* 2014; 30:669–678.

Ishikiriama A, Oliveira JF, Vieira DF, Mondelli J. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. *J Prosthet Dent* 1981; 45:400-4.

Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 1991;65:436-42.

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620–625.

Karlsson S. A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. J Oral Rehabil 1986;13:423-32.

Kato A, Ohno N. Construction of three-dimensional tooth model by micro-computed tomography and application for data sharing. Clin Oral Investig. 2009;13(1):43-6

Keenan MJ, Hegsted M, Jones KL, Delany JP, Kime JC, Melancon LE, Tulley RT, Hong KD. Comparison of bone density measurement techniques: DXA and Archimedes' principle. J Bone Miner Res. 1997;12(11):1903-7.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prosthet Dent. 1999; 81(6):652-61.

Kranasaki ME, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas SO, Eliades G. X-ray Microtomographic Evaluation of the Influence of Two Preparation Types on Marginal Fit of CAD/CAM Alumina Copings : A Pilot Study. Int J Prosthodont 2012;25:170–172.

Ko CC, Rocha EP, Larson M. Past, Present and Future of Finite Element Analysis in Dentistry. In: Moratal D. Finite Element Analysis – From Biomedical Applications to Industrial Development. Rijeka: InTechCroatia; 2012. p. 3-24.

Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. Eur J Oral Sci 2009; 117: 319–325.

Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. J Oral Rehabil. 2010 37; 283–291.

Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. Dent Mat J. 2007; 26:820-826

Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. J Clin Periodontol. 1983; 10(6):563-78.

Larsson C, Vult von Steyern P. Five-year follow-up of implant-supported Y-TZP and ZTA fixed dental prostheses. A randomized, prospective clinical trial comparing two different material systems. Int J Prosthodont. 2010; 23(6):555-61.

Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7:440-447

Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:355–366.

Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schone C, Quaas S, Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent* 2002; 5(2–3):165–76.

Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007;35(11):819-26.

Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic *copings* . *J Prosthet Dent* 2011;105:108-114.

Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JLG, Oliveira PCG, Bonfante G. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci*. 2012;20(2):235-40.

May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80(4):394–404.

May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dent Mater* 2012; 28:99–109.

McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-11.

Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*. 2013; 57(4):236-61. doi: 10.1016/j.jpor.2013.09.001.

Monaco C, Caldari M, Scotti R; AIOP Clinical Research Group. Clinical Evaluation of 1,132 Zirconia-Based Single Crowns: A Retrospective Cohort Study from the AIOP Clinical Research Group. *Int J Prosthodont* 2013;26:435–442. doi: 10.11607/ijp.3099.

Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 2006 Sep;137 Suppl:7S-13S.

Naert I, Van der Donck A, Beckers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil* 2005;32:51–57.

Nakamura Y, Anusavice KJ. Marginal distortion of thermally incompatible metal ceramic crowns with overextended margins. *Int J Prosthodont*. 1998; 11(4):325-32.

Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont*. 2013 Jul;22(5):419-28. doi: 10.1111/jopr.12006.

Oh GJ, Yun KD, Lee KM, Lim HP, Park SW. Sintering behavior and mechanical properties of zirconia compacts fabricated by uniaxial press forming. *J Adv Prosthodont* 2010;2:81-7.

Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont*. 2010 Jun;2(2):33-8. doi: 10.4047/jap.2010.2.2.33. Epub 2010 Jun 30.

Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004;91:561-9.

Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina *copings*. *Eur J Esthet Dent* 2009;4(3):278–92.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999 Jan;20(1):1-25.

Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown *copings* using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent*. 2015 Apr 13. pii: S0022-3913(15)00081-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.02.002.

Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin. Oral Impl. Res.* 18 (Suppl. 3), 2007; 73–85 doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01467.x

Prasad R, Al-Kheraif AA. Three-Dimensional Accuracy of CAD/CAM Titanium and Ceramic Superstructures for Implant Abutments Using Spiral Scan Microtomography. *Int J Prosthodont* 2013; 26:451–457.

Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of cement on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont*. 2003;16(1):82-90.

Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic *copings* with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: An in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 2004; 92:250-7.

Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures:a review. *Dent Clin North Am*. 2004; 48:531–544.

Ramos CM. Propriedades mecânicas e caracterização intrínseca de zircônia experimental para uso em sistemas CAD/CAM [Dissertação]. Bauru (SP): Universidade de São Paulo; 2013.

Rinke S, Fornefett D, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia *copings* . *Dent Mat J* 2012; 31(4): 601–609.

Rottner K, Richter EJ. Effect of occlusal morphology on the accuracy of bite force measurements using thin film transducers. *Int J Prosthodont*. 2004; 17(5):518-23.

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; 20(4):383-8.

Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC, Meyer JM. Effect of Cement Film Thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater*. 1994;10:172-7.

Scherrer SS, Quinn JB,Quinn GD, Kelly JR. Failure Analysis of Ceramic Clinical Cases Using Qualitative Fractography. *Int J Prosthodont* 2006;19:185–192.

Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *J Dent* 2009;37:374–82.

Silva NR, Bonfante E, Rafferty BT, Zavanelli RA, Martins LL, Rekow ED, Thompson VP, Coelho PG. Conventional and modified veneered zirconia vs. metalloceramic: fatigue and finite element analysis. *J Prosthodont*. 2012; 21:433-9. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00861.x. Epub 2012 Jun 1.

Sorensen SE, Larsen IB, Jorgensen KD. Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins. *Scand J Dent Res* 1986;94:109-14.

Stawarczyk et al 2012 - The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Invest*. 2013; 17:269–274

Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont*. 2008;17:378-83.

Tholey MJ, Swain MV, Thiel N. Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dent Mater*. 2011; 27:1102-10. doi: 10.1016/j.dental.2011.08.001. Epub 2011 Sep 9.

Thompson MC, Field CJ, Swain MV. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 2. Fixed partial denture design: a finiteelement analysis. *Aust Dent J*. 2011 Sep;56(3):302-11.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Operative Dentistry* 2001;26:367–74.

Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J*. 1995 Feb;40(1):17-21.

Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of Zirconium-Oxide-Based Ceramic Single-Unit Posterior Fixed Dental Prostheses (FDPs) Generated with Two CAD/CAM Systems Compared to Porcelain-Fused-to-Metal Single-Unit Posterior FDPs: A 5-Year Clinical Prospective Study. *J Prosthodont* 21 (2012) 265–269.

Wittneben JG1, Wright RF, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont*. 2009 Sep-Oct;22(5):466-71.

Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, et al: The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2004;91:234-240.

Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2003 Nov;90(5):459-64.

Yildiz C, Vanlioğlu BA, Evren B, Uludamar A, Özkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J* 2013; 32(1): 42–47.