

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

DEBORAH STONA

**Resistência à fratura de próteses unitárias realizadas com diferentes materiais
restauradores para CAD/CAM cimentadas sobre pilares sólidos**

Orientador: Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr.

Porto Alegre
2018

PÓS-GRADUAÇÃO - *STRICTO SENSU*



Pontifícia Universidade Católica
do Rio Grande do Sul

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – DOUTORADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM DENTÍSTICA RESTAURADORA

DEBORAH STONA

**Resistência à fratura de próteses unitárias realizadas com diferentes
materiais restauradores para CAD/CAM cimentadas sobre pilares
sólidos**

Porto Alegre
2018

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – DOUTORADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM DENTÍSTICA RESTAURADORA

**Resistência à fratura de próteses unitárias realizadas com diferentes
materiais restauradores para CAD/CAM cimentadas sobre pilares
sólidos**

DEBORAH STONA

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

Linha de Pesquisa: Tecnologias e Técnicas Restauradoras
Orientador: Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr.

Porto Alegre, RS
2018

AGRADECIMENTOS

Aos meus queridos pais, **Dirceo e Patrícia**, por serem a base da minha vida e minha inspiração. Sempre me incentivando e apoiando na realização dos meus sonhos. Não tenho palavras para expressar o meu amor por vocês.

À minha irmã, **Priscila**, pois além de todo companheirismo e amizade, me levou para o mundo da odontologia e continua me inspirando cada dia mais.

Ao meu irmão, **Filipe**, por ser tão carinhoso e amoroso. Sempre disposto à ouvir e ajudar, um exemplo de companheirismo.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr.**, que sempre me apoiou e me incentivou a correr atrás dos meus sonhos. Obrigada por sempre acreditar em mim. Obrigada por estar sempre ao meu lado, me mostrando que tudo é possível.

Ao **Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota** por dividir todo o seu conhecimento e sabedoria. Certamente levarei comigo todos os ensinamentos, o amor pela odontologia e principalmente a amizade.

À **Profa. Dra. Ana Maria Spohr** por todos ensinamentos nesses anos de pós graduação, por me fazer questionar e estar sempre disposta a ajudar.

Ao **CNPq**, pela bolsa de estudo concedida e ao incentivo financeira a
pesquisa.

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na pessoa da coordenadora da Faculdade de Odontologia, **Profa. Dra. Angélica Maria Genehr Fritscher**, e da coordenadora do Pós Graduação **Profa. Dra Maria Martha Campos**.

Às colegas **Claudia Modena** e **Thaisa Bordin**, que tornaram essa jornada muito mais leve com seu carinho e amizade. Obrigada pelo companheirismo, pelas conversas, desabafos, risadas e principalmente por estarem sempre ao meu lado.

Agradeço aos colegas de mestrado e doutorado, **Carolina Bromberg**, **Jonas Andrade** e **Priscila Meneghetti**, por todo companheirismo e amizade durante esses anos, que tornaram o caminho muito mais alegre.

Aos professores **Ary Tietzmann** e **Julieta Tavares** pelos ensinamentos e momentos agradáveis.

Aos funcionários **Denise**, **Antônio**, **Neusa** e **Rê**, por sempre me receberem com alegria e facilitarem o meu trabalho.

A todos os meus amigos que me apoiaram e compreenderam minha ausência. Principalmente às queridas amigas **Ruchielli Borghetti, Renata Mendes, Cláudia Alves, Francine Gonzaga, Claudia Ruga e Lisiane Redmann** , que me acompanharam e estimularam a seguir nesse caminho.

A todas as pessoas que contribuíram de maneira direta ou indiretamente para a realização desse trabalho.

Muito Obrigada!

“Aprender é a única coisa de que a mente nunca se cansa, nunca tem medo e nunca se arrepende.

(Leonardo da Vinci)

Lista de símbolos e abreviaturas

S	segundos
μm	micrometros
N	Newtons
KN	Kilonewtons
MPa	megapascal
GPa	gigapascal
Kg	Kilograma
mm	milímetros
min	minutos
SiO ₂	dióxido de silício
LiO ₂	dióxido de lítio K ₂ O
	óxido de potássio MgO
	óxido de magnésio Al ₂ O ₃
	óxido de alumínio P ₂ O ₃
	óxido de fósforo ZrO ₂
	óxido de zircônia Yb ₂ O ₃
	óxido de itérbio HfO ₂
	óxido de háfnio
RN	<i>regular neck</i>
3D	tridimensional
°C	grau Celsius
EUA	Estados Unidos da América
PR	Paraná
LED	luz emitida por diodo
DP	desvio padrão
CV	coeficiente de variação
3Y-TZP	zircônia tetragonal estabilizada por ítrio

Lista de Figuras

Figura 1. A) Design das coroas com coping de zircônia. B) Design das coroas monolíticas.

Figura 2. Corte transversal de design das peças. A) Copping de zircônia de 0,6mm e cerâmica de cobertura em e.max CAD. B) Copping de zircônia de 0,3mm e cerâmica de cobertura em e.max. C) Coroas monolíticas (e.max CAD, Celtra Duo e zircônia TZi).

Figura 3. Corpo de prova do grupo coping + e.max CAD após o ensaio de resistência à fratura.

Figura 4. Corpo de prova do grupo dissilicato de lítio após ensaio de resistência à fratura.

Lista de tabelas

Tabela 1. Materiais cerâmicos utilizados

Tabela 2. Propriedade físicas dos materiais

Tabela 3. Grupos de estudo

Tabela 4. Resistência à fratura dos grupos estudados

SUMÁRIO

Resumo.....	12
Abstract.....	13
Introdução.....	14
Objetivos.....	17
Materiais e métodos.....	18
Resultados.....	27
Discussão.....	30
Conclusões.....	36
Referências Bibliográficas.....	37

RESUMO

Objetivos: 1) Avaliar a resistência à fratura de coroas cerâmicas de dissilicato de lítio, silicato de lítio reforçada por zircônia e zircônia translúcida cimentadas sobre pilares sólidos; 2) Avaliar se a presença de um coping em zircônia pode aumentar a resistência à fratura de coroas de dissilicato de lítio quando comparadas às cerâmicas monolíticas confeccionadas em dissilicato de lítio, zircônia translúcida ou silicato de lítio reforçada por zircônia cimentadas sobre pilares sólidos.

Materiais e métodos: Quarenta análogos de implantes RN (regular neck, Straumann) e pilares sólidos 4.0mm (Straumann) foram incluídos em resina acrílica e divididos em 5 grupos (n=8) os quais receberam as seguintes coroas protéticas cimentadas: 1) e.max CAD; 2) Celtra Duo; 3) zircônia Incoris TZI; 4) coping zircônia 0,6mm + e.max CAD; 5) coping zircônia 0,3mm + e.max CAD. Após confecção dos corpos de prova os mesmos foram submetidos à fadiga mecânica com carga de 200N e 500.000 ciclos. Na sequência foram submetidos ao ensaio de carga máxima de carregamento.

Resultados: as médias de resistência à fratura obtidas foram: e.max CAD 1447N^a ± 210,6; Celtra Duo 2026N^b ± 355,8; zircônia TZI 2850N^c ± 287,6; coping 0,6mm + e.max CAD 851N^d ± 108,1; coping 0,3mm + e.max CAD 980N^d ± 133.

Conclusão: Coroas monolíticas realizadas em zircônia translúcida cimentadas sobre pilares sólidos apresentaram a maior resistência à fratura quando comparadas ao dissilicato de lítio (e.max CAD) e silicato de lítio reforçado por zircônia (Celtra Duo). O uso de um coping de zircônia associado ao dissilicato de lítio não promove resistência à fratura superior as coroas monolíticas independentemente das espessuras do coping e da cerâmica de cobertura.

Palavras-chave: implantes dentários, zircônia, dissilicato de lítio, resistência à fratura

ABSTRACT

Aims: 1) to evaluate the fracture resistance of posterior full-contour crowns of lithium disilicate, lithium silicate reinforced by zirconia or translucent zirconia cemented on solid abutments; 2) to evaluate if the presence of a zirconia coping can increase the fracture resistance of lithium disilicate crowns compared to monolithic ceramics made in lithium disilicate, lithium silicate reinforced by zirconia or translucent zirconia. **Materials and methods:** Forty RN (regular-neck, Straumann) implant analogs and 4.0 mm solid abutments (Straumann) were embedded in acrylic resin and divided into 5 groups (n = 8):

1) e.max CAD; 2) Celtra Duo; 3) Incoris zirconia TZI; 4) 0.6 mm zirconia coping + e.max CAD; 5) 0.3 mm zirconia coping + e.max CAD. After preparation of the specimens, they were subjected to mechanical fatigue testing with 200N and 500,000 cycles. Following, the samples were submitted to the fracture resistance testing. **Results:** the means in Newtons (N) were as follows: e.max CAD $210.6N^a \pm 1447$; Celtra Duo $2026N^b \pm 355.8$; zirconia TZI $2850N^c \pm 287.6$; 0.6 mm coping + e.max CAD $851N^d \pm 108.1$; 0.3 mm coping + e.max CAD $980N^d \pm 133$. **Conclusion:** monolithic translucent zirconia crowns cemented on solid abutments showed the higher fracture resistance in comparison to lithium disilicate (e.max CAD) and lithium silicate reinforced by zirconia (Celtra Duo). The use of a zirconia coping associated with lithium disilicate does not promote superior fracture resistance than monolithic crowns regardless of the thickness of coping and veneering ceramics.

Keywords: dental implants, zirconia, lithium disilicate, fracture resistance

INTRODUÇÃO

O sucesso da reabilitação protética implantossuportada, sob o ponto de vista técnico, está diretamente relacionado a parâmetros essenciais como o tamanho da coroa, a posição do implante, hábitos do paciente, o número de elementos faltantes e o tipo de prótese dentária.(12,22) Como desvantagem pode-se citar o longo tempo de tratamento necessário para a osseointegração e a reabilitação com a prótese.(5) Deste modo, o grande desafio atual para o profissional é selecionar materiais e técnicas que diminuam o tempo necessário para tratar o paciente.

Um dos elementos mais importantes no tratamento de um paciente que receberá uma prótese implantossuportada é a seleção dos componentes protéticos, que depende diretamente de vários aspectos: facilidade de fabricação, custo, estética, acesso, oclusão, retenção, restrição de posição do implante, efeito sobre o periodonto, necessidade de provisório, carga imediata, procedimentos de moldagem, tipo de material restaurador que será utilizado como cobertura, desempenho clínico e tipo de implante ao qual está conectado. (31)

As próteses unitárias sobre implantes podem ser aparafusadas ou cimentadas e a escolha pode afetar a força transmitida para os componentes e a interface osso-implante.(13) As aparafusadas têm, como principal vantagem, a remoção da peça caso seja necessário e, como desvantagem, aumento do risco de fratura da porcelana e microfissuras(13,43), risco de contaminação de bactérias, problemas estéticos (13) e afrouxamento do parafuso (14,19,23). As restaurações cimentadas tem a desvantagem de não

permitir a remoção. Todavia, são mais resistentes, tem melhor estética, o afrouxamento de parafusos são menos frequentes, e o cimento faz o selamento biológico, evitando contaminações.(31)

Paralelamente à evolução dos implantes dentários, houve um avanço significativo da tecnologia CAD (*Computer Assisted Design*) / CAM (*Computer Assisted Machine*), a qual suprimiu uma série de etapas laboratoriais e clínicas para obtenção do tratamento reabilitador de pacientes com implantes dentários. Através do uso desta tecnologia, o profissional pode desenhar e fabricar pilares estéticos personalizados, bem como coroas de cerâmica pura ou resina composta. Não obstante, a etapa de moldagem tornou-se opcional. Assim, o desenvolvimento das ferramentas CAD/CAM está permitindo ao dentista realizar longas etapas laboratoriais em apenas um dia.(9,25)

Estudos mostram que as estruturas fabricadas com os sistemas CAD/CAM apresentam resultados, no mínimo, tão bons quanto os obtidos pelos métodos convencionais.(3,29,32) Tal fato pode, em parte, ser explicado pelo método de fabricação das cerâmicas para a tecnologia CAD/CAM, as quais têm uma redução significativa ou até mesmo ausência de porosidades internas.(18) Não obstante, a taxa de sobrevivência de coroas no sistema CAD/CAM em dentes naturais está comprovada, isto porque o dente e a coroa se comportam como um corpo único.(3) Traçando um paralelo com os componentes de implantes dentários, os pilares sólidos têm esse conceito: tornar o implante e o pilar um corpo só resolvendo problemas como o afrouxamento, quebra e espanamento de parafusos, o que ocorre com certa

frequência em pilares aparafusados.(30)

Em 2015 Stona *et al.* associaram o uso de pilares sólidos Straumann com a tecnologia CAD/CAM simplificando a técnica de confecção de próteses unitárias cimentadas sem a necessidade de uso de pilares escaneáveis (Tibase) para implantes tipo *tissue level*.(33) A utilização desta técnica diminui o tempo de consulta pelo profissional e satisfaz a necessidade estética do paciente. Para tal, a possibilidade de utilizar cerâmicas puras neste processo elimina o uso de estruturas metálicas na coroa.

Não obstante, com a entrada no mercado das cerâmicas contendo zircônia houve um incremento no uso destes materiais principalmente em próteses fixas e subestruturas de implantes devido a sua elevada rigidez e aparência estética quando comparado ao metal.(10,26) No entanto, devido à opacidade e pobre estética das zircônias houve a necessidade de recobrir a infraestrutura com uma cerâmica vítrea a qual permitiu a reprodução dos detalhes de cor e transmissão de luz característicos da estrutura dentária. Esta técnica ficou conhecida com *multilayer* ou *bilayer*.(7,21,41) Especificamente sobre pilares sólidos o uso da técnica *multilayer* ainda não foi reportado assim como o uso das zircônias tetragonais monolíticas. A associação de pilares sólidos com cerâmicas de elevado módulo de elasticidade pode tornar a restauração unitária de implantes posteriores mais simplificada, estética e resistente aos impactos mastigatórios. Assim, pesquisar sobre o tema torna-se relevante.

Esse estudo teve como hipóteses iniciais:

- Coroas monolíticas confeccionadas em zircônia apresentam maior resistência à fratura do que as confeccionadas com cerâmicas híbridas (silicato de lítio + zircônia) ou dissilicato de lítio.

- O uso de um coping em zircônia como subestrutura de coroas de dissilicato de lítio cimentadas sobre pilares sólidos aumenta a resistência à fratura das coroas em relação às que não possuem a subestrutura;

OBJETIVOS

- Avaliar a resistência à fratura de coroas cerâmicas monolíticas de dissilicato de lítio, silicato de lítio reforçada por zircônia e zircônia translúcida cimentadas sobre pilares sólidos;

- Avaliar se a presença de um coping em zircônia em diferentes espessuras pode aumentar a resistência à fratura de coroas de dissilicato de lítio quando comparadas às cerâmicas monolíticas em dissilicato de lítio, zircônia translúcida e silicato de lítio reforçada por zircônia cimentadas sobre pilares sólidos;

MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais cerâmicos selecionados para a realização do presente estudo estão descritos na tabela 1.

Tabela 1 - Materiais cerâmicos utilizados

Produto	Emax CAD	Celtra Duo	inCoris TZI	inCoris ZI
Descrição	Dissilicato de Lítio	Silicato de Lítio reforçado por Zircônia	Zircônia Monolítica	Zircônia
Composição Química	SiO ₂ (57 – 80%) Li ₂ O (11 – 19%) K ₂ O (0 – 13%) P ₂ O ₅ (0 – 11%) MgO (0 – 8%) Al ₂ O ₃ (0 – 8%) P ₂ O ₅ (0 – 8%) Outros óxidos (0 – 12%)	SiO ₂ (58%) Li ₂ O (18,5%) ZrO ₂ (10,1%) P ₂ O ₅ (5%) Al ₂ O ₃ (1,9%) Yb ₂ O ₃ (1%) CeO ₂ (2%)	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ (≥99%) Y ₂ O ₃ (>4,5%) HfO ₂ (≤5%) Al ₂ O ₃ (≤0,04%) Outros óxidos ≤1,1%	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ (≥99%) Y ₂ O ₃ (>4,5 – ≤6.0%) HfO ₂ (≤5%) Al ₂ O ₃ (≤0,5%) Outros óxidos ≤0,5%
Fabricante	Ivoclar Vivadent LOTE: V47821	Dentsply Sirona LOTE: 18025646	Sirona LOTE: 2015447477	Sirona LOTE: 2015276394

Tabela 2 - Propriedade físicas dos materiais

MATERIAL	Celtra Duo	Emax CAD	inCoris TZI	inCoris ZI
PROPRIEDADE				
Módulo de elasticidade (GPa)	107	95	210	200
Resistência à flexão (MPa)	370	360	>900	>900
Tenacidade à fratura (MPa m^{1/2})	2.8	2.75	7.1	5.8

Para o presente estudo foram utilizados 40 pilares Sólidos RN, 4mm de altura e de análogo RN synOcta (Straumann, Basel, Suíça). O corpo do análogo foi incluído em resina acrílica autopolimerizável simulando um implante osteointegrado, pois seu módulo de elasticidade é semelhante ao do tecido ósseo.(34,40) Após a polimerização química da resina acrílica foi realizada a instalação dos pilares sobre os análogos e torque de 35N com chave específica do sistema. As amostras foram divididas aleatoriamente em cinco grupos (n=8) de acordo com estudos prévios.(33,44)

Tabela 3. Grupos de estudo

Grupos	Cerâmica de cobertura	Coping em zircônia	Espessura coping (mm)	Espessura cerâmica cobertura (mm)	N
Emax	não	não	-----	1,6	8
DUO	não	não	-----	1,6	8
TZI	não	nao	-----	1,6	8
EZI06	E.max CAD	sim	0,6	1,0	8
EZI03	E.max CAD	sim	0,3	1,3	8

A confecção dos copings e coroas foi realizada através do Sistema CAD/CAM utilizando o Software Cerec (versão 4.1, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha). Um pilar recebeu *spray* refletivo de dióxido de titânio (VITA, Bad Säckingen, Alemanha), para criar uma superfície opaca necessária para o escaneamento através da câmera óptica intraoral 3D, criando modelo virtual tridimensional.

Confecção das coroas monolíticas

Após o escaneamento do pilar sólido o *design* das coroas foi determinado a partir da cópia biogénica de um segundo pré-molar superior hígido. As restaurações cerâmicas apresentaram como características: espessura até o sulco central de 1,6 mm, 2,0 mm nas faces proximais e 3,0 mm nas faces vestibular e língual, e o espaçamento digital determinado foi de 50 micrometros. Todas as peças foram confeccionadas na unidade fresadora MCXL (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha).

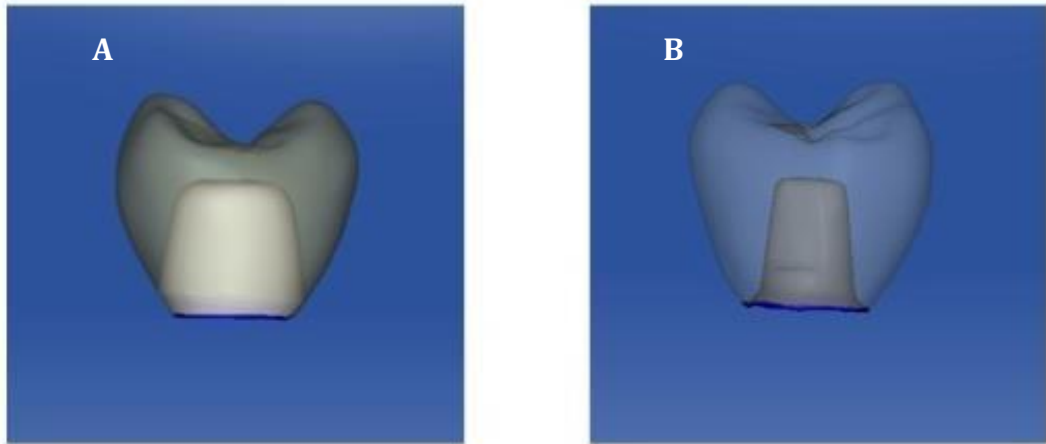


Figura 1. A) Design das coroas com coping de zircônia. B) Design das coroas monolíticas.

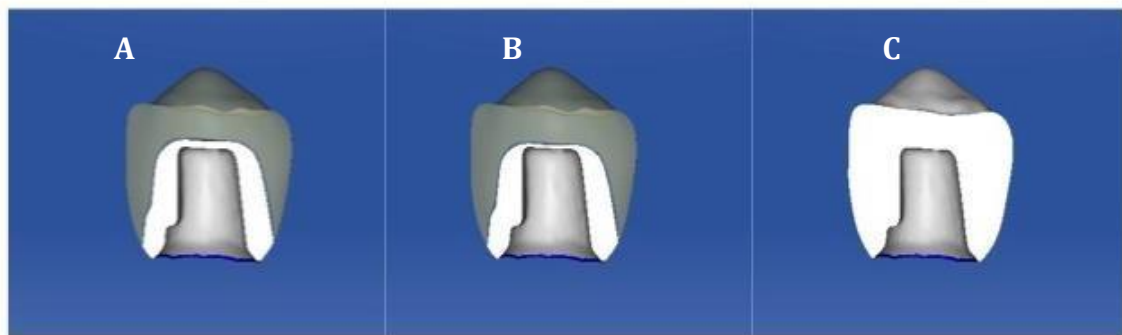


Figura 2. Corte transversal de design das peças. A) Coping de zircônia de 0,6mm e cerâmica de cobertura em e.max. B) Coping de zircônia de 0,3mm e cerâmica de cobertura em e.max. C) Coroas monolíticas (e.max, Celtra Duo e zircônia TZi).

As coroas em dissilicatio de lítio (e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), cor A2 (LT), foram levadas ao forno (Programat P300, Ivoclar/Vivadent, Liechtenstein) para cristalização e glazeamento conjunto a 850°C durante 25 minutos (glaze paste (Ivoclar/Vivadent, Liechtenstein)).

As coroas em silicato de lítio reforçado por zircônia (Celtra™ Duo, Dentsply Sirona, Hanau Wolfgang, Alemanha), cor A2, receberam acabamento com polidores diamantados EVE Diapol. Para aumentar a resistência do material as coroas foram glazeadas (CELTRA universal glaze, Dentsply Sirona, Hanau Wolfgang, Alemanha) em forno na temperatura de 820°C pelo tempo de 10 minutos.

No grupo TZi as coroas foram fresadas em blocos de cerâmica de zircônia translúcida (InCoris TZi, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) seguindo o mesmo design dos grupos anteriores. As coroas foram removidas do bloco com disco diamantado e em seguida foi dado o acabamento com pedra de Arkansas e polimento com cones de feltro. As peças foram sinterizadas em forno (Infire HTC Speed, Bensheim, Alemanha) a temperatura de 30 a 1510°C pelo tempo de 90 minutos. Em seguida foi aplicado o glaze (Cerec Speed Glaze, Dentsply-Sirona) e levadas ao forno a 900°C por 10 minutos.

Confecção das coroas associadas a copings de zircônia

Com o objetivo de que as coroas em dissilicato de lítio associadas a copings de zircônia apresentassem o mesmo design e características das coroas monolíticas foi alterado no mesmo projeto para a especificação de coroa em multicamadas, selecionando como material para o coping a zircônia (Incoris Zi, Bensheim, Alemanha), na espessura de 0,6mm ou 0,3mm, e para a cerâmica de cobertura o dissilicato de lítio (e.Max CAD), cor A2 de alta translucidez (HT), na espessura de 1,0mm ou 1,3 mm, respectivamente. Os copings foram sinterizados em forno (Infire HTC Speed, Bensheim,

Alemanha) a temperatura de 30 a 1510°C e a cerâmica de cobertura foi cristalizada e glazeada (pasta glaze, Ivoclar/Vivadent, Liechtenstein) no forno (Programat P300, Ivoclar/Vivadent, Liechtenstein) a 850 °C durante 25 min.

Cimentação das coroas monolíticas

As coroas foram condicionadas de acordo com o indicado pelo fabricante da cada material. O dissilicato de lítio (e.max CAD), recebeu condicionamento por 20 segundos na sua porção interna com ácido fluorídrico 5% (Condac, FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil), lavadas por 20 segundos. As coroas em silicato de lítio reforçado por zircônia (Celtra™ Duo), também foram condicionadas com ácido fluorídrico 5% pelo tempo de 30 segundos e lavadas pelo mesmo tempo. Em seguida ambas foram submersas em cuba ultrassônica com água destilada por 10 minutos para remover impurezas. Foi aplicado na porção interna o silano (RelyX Agente Silano, 3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA) pelo tempo de 60 segundos.

As peças confeccionadas com zircônia translúcida (InCoris TZi) foram jateadas na sua porção interna com óxido de alumínio 50µm (Microetcher, Danville, San Ramon, California, EUA) durante 15s e limpas com álcool seguindo a recomendação do fabricante. Em seguida foi aplicado o primer de zircônia (MZ Primer, Angelus, Londrina, Brasil) na porção interna deixando agir por 3 minutos e logo após aplicado jato de ar durante 10s para completa secagem do agente.

A cimentação de todas as coroas foi realizada com o cimento resinoso

autoadesivo e autondicionante U200 (3M/ESPE, St Paul, MN, EUA), cor A3. Comprimentos iguais da pasta base e catalizadora foram misturados pelo tempo de 15s e aplicado no interior da coroa com o auxílio de uma espátula. A peça foi posicionada sobre o pilar com o auxílio de um dispositivo específico com a pressão padronizada de cimentação de 1Kg pelo tempo de 3 minutos. Em seguida foram removidos os excessos com auxílio de um microbrush e realizada a fotoativação com uma unidade de luz tipo LED (Bluephase, Ivoclar/Vivadent, Liechtenstein), com intensidade de luz de 2000 mW/cm² (todas fotopolimerizações foram realizadas com o mesmo aparelho LED), durante 60 segundos nas faces vestibular, lingual e oclusal.

Cimentação da cerâmica de cobertura sobre coping em zircônia

As peças em dissilicato de lítio foram condicionadas com ácido fluorídrico 5% na sua porção interna por 20 segundos, lavadas pelo mesmo tempo e submersas em cuba ultrassônica com água destilada pelo tempo de 10 minutos para remover as impurezas. Na face interna foi aplicado o silano (RelyX Agente Silano, 3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA) pelo tempo de 1 minuto, seguido do esfregação do sistema adesivo autocondicionante (Scotchbond Universal Adhesive, 3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA) por 15 segundos e leve jato de ar por 5 segundos.

Os copings foram jateados na sua porção interna e externa com óxido de alumínio 50µm (Microetcher, Danville, EUA) durante 15 segundos e limpos com álcool seguindo a recomendação do fabricante. Foi aplicado o sistema adesivo autocondicionante (Scotchbond Universal Adhesive, 3M-ESPE, St.

Paul, MN, EUA) por 15 segundos e leve jato de ar por 5 segundos e em seguida o primer de zircônia (MZ Primer, Angelus, Londrina, Brasil) deixando agir por 3 minutos e logo após aplicado jato de ar durante 10s para completa secagem do agente.

O cimento resinoso RelyX Ultimate (3M/ESPE, St Paul, MN, EUA) foi manipulado em comprimentos iguais da pasta base e catalizadora por 15 segundos e levado à face interna da cerâmica de cobertura, com o auxílio de uma espátula, e em seguida posicionada sobre o coping. Foram removidos os excessos com o auxílio de um microbrush e a fotoativação foi realizada com uma unidade de luz tipo LED por 20 segundos em cada face. Em seguida o conjunto foi cimentado ao pilar com cimento resinoso autoadesivo e autondicionante U200 (3M/ESPE, St Paul, MN, EUA) cor A3. A peça foi posicionada sobre o pilar com o auxílio de um dispositivo específico com a pressão padronizada de cimentação de 1Kg pelo tempo de 3 minutos. Em seguida foram removidos os excessos com auxílio de um microbrush e realizada a fotoativação com uma unidade de luz tipo LED durante 60 segundos nas faces vestibular, lingual e oclusal.

Todas as amostras foram armazenadas em água destilada e levadas à estufa a temperatura de 37°C pelo tempo de 7 dias. Após esse período, as amostras foram submetidas à ciclagem mecânica por fadiga com 500.000 ciclos sob carga de 200N e 1Hz (Erios).

Metodologia de resistência à fratura

Após a ciclagem por fadiga todos os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura em máquina de ensaio universal EMIC DL – 2000 (São José do Pinhais, PR, Brasil). A célula de carga selecionada foi de 10 kN e a velocidade de 1mm/min.

O posicionamento do corpo de prova na máquina de ensaio teve o seguinte roteiro de montagem: no braço móvel da máquina de ensaio, onde está fixada a célula de carga, foi rosqueada uma peça metálica, contendo, na extremidade livre, uma esfera de aço com 7,5mm de diâmetro e 16mm de comprimento. O corpo de prova foi posicionado sobre uma mesa redonda previamente rosqueada na base inferior da máquina. O braço móvel foi acionado até a esfera contatar somente com os planos inclinados da superfície intercuspídea da face oclusal do corpo de prova. A tensão de compressão foi aplicada paralelamente ao longo eixo da coroa até a sua fratura. A força máxima até a ocorrência da fratura para cada corpo de prova foi registrada em Newtons, através do programa MT teste 100 acoplado em computador.

Análise Estatística

Os resultados obtidos no teste de resistência à fratura foram submetidos ao teste de normalidade de Shapiro-Wilk. Confirmada a normalidade, foi aplicado o teste ANOVA one-way e Tukey com nível de confiança de 95% para comparar a resistência à fratura entre os grupos estudados.

RESULTADOS

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

No intuito de verificar quais os grupos apresentaram resistência média diferente dos demais foi realizado o teste de Tukey. Observou-se que todos grupos os apresentaram resistências médias significativamente diferentes entre si, com exceção dos grupos EZI03 e EZI06 (tabela 4).

Tabela 4. Resistência à fratura dos grupos estudados

Grupos	Média (N)	DP	CV
Emax	1447 ^a	210,6	12,7
DUO	2026 ^b	355,8	17,5
TZI	2850 ^c	287,6	14,5
EZI06	851 ^d	108,1	10,0
EZI03	980 ^d	133	13,5

- Médias seguidas de letras diferentes não apresentam diferença estatística para Tukey ($\alpha=0,05$).

Conforme é possível observar na tabela 4, o grupo TZI foi o que apresentou o maior valor de resistência à fratura diferindo estatisticamente dos demais. Os grupos com coping EZI06 e EZI03 apresentaram os menores valores de resistência à fratura apresentando diferença estatística para os grupos e.Max, Duo e TZI, porém sem diferença estatística entre si.

Análise das falhas

Após o teste de resistência à fratura, todas as falhas foram coesivas em cerâmica. As fraturas ocorreram no sentido méso-distal das coroas, separando em face palatina e vestibular.

Nos grupos EZI06 e EZI03 a fratura ocorreu no mesmo sentido dos demais grupos, porém os copings permaneceram cimentados aos pilares sem sofrer nenhuma alteração (FIGURA 3).

Em nenhum dos grupos pode-se observar após a fratura resíduos de cimento aderidos aos pilares ou ao coping de zircônia. Também não foi possível observar alterações nos pilares sólidos tais como fratura ou amassamento (FIGURA 4).



Figura 3. Corpo de prova do grupo coping + e.max CAD após o ensaio de resistência à fratura

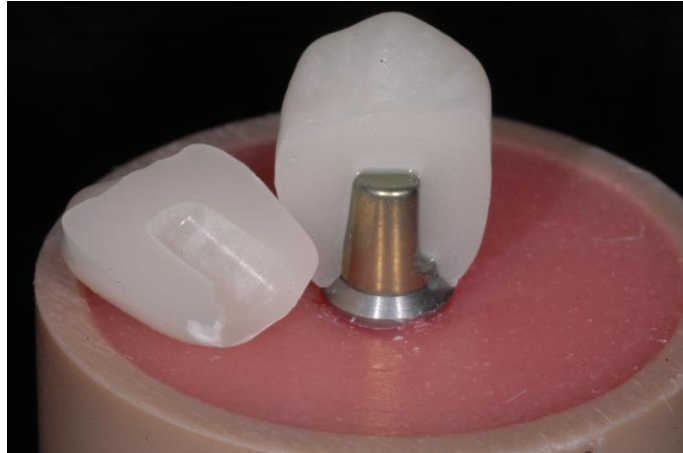


Figura 4. Corpo de prova do grupo dissilicato de lítio após ensaio de resistência à fratura

DISCUSSÃO

O presente estudo selecionou materiais restauradores com elevado módulo de elasticidade. Uma preocupação na literatura a respeito deste tipo de abordagem é que o uso de materiais com elevada rigidez podem transferir a carga diretamente ao implante o qual transmite o impacto diretamente ao osso adjacente podendo causar reabsorção óssea.(6) Diferente processo está relacionado ao dente o qual tem o ligamento periodontal composto de sensores táteis que regularam através da sensibilidade o limite de carga oclusal suportada pelo conjunto coroa-raiz-osso.(28) Todavia, estudo de Kaleli *et al.*(16) de elementos finitos demonstrou que independente do tipo de material da coroa protética (zircônia TZI, e.max CAD ou Enamic) assim como da composição do pilar (metal ou cerâmica) a quantidade de estresse dissipada no tecido ósseo cortical/trabecular é similar sendo que a maior concentração de estresse está localizada na junção pilar-implante. Ainda, corroborando com a idéia, pode-se questionar estes possíveis efeitos deletérios sob dois aspectos: 1) vários fabricantes hoje estão apostando no desenvolvimento de implantes totalmente em zircônia; 2) o substrato, dente ou pilares protéticos cimentados/ parafusados sobre implantes, não influencia na resistência à fratura de cerâmicas de elevado módulo de elasticidade como o e.max e Celtra Duo(29). Logo, o uso de materiais com elevado módulo de elasticidade é preferível para restaurar dentes e implantes posteriores.

A primeira hipótese deste estudo foi aceita, pois houve diferença estatística entre os grupos restaurados com as coroas monolíticas sem

infraestrutura (tabela 4). De acordo com tabela 2 a zircônia TZI apresenta propriedades mecânicas superiores, tais como resistência flexural, tenacidade e módulo de elasticidade ao menos 2 X maior que as outras cerâmicas estudadas. Tal fato, deve-se principalmente à composição deste tipo de zircônia tetragonal estabilizada por ítrio (3Y-TZP) a qual é dependente do tamanho dos grânulos e temperatura/tempo de sinterização.(26) A queima em temperaturas acima de 1500°C durante pelo menos 60 min leva à formação de uma estrutura cristalina mais estável e rígida que as outras cerâmicas disponíveis no mercado. (18)

Comparar os resultados do presente estudo com dados da literatura é difícil uma vez que há poucos estudos sobre o uso da técnica de pilares sólidos para restaurar dentes posteriores. Tal fato, pode ocorrer devido a uma maior tendência do uso de próteses aparafusadas do que cimentadas. Não obstante, no campo das próteses cimentadas ainda há os pilares com parafuso de fixação fato que podemos especular que podem propiciar diferentes resultados quando comparados aos pilares sólidos devido a dois motivos: 1) a geometria dos bordos do pilar os quais podem induzir diferentes pontos de acúmulo de tensões quando uma carga é aplicada sobre a coroa. (42); 2) ao torque necessário para fixar os pilares cimentáveis convencionais (15N) e pilares sólidos (35N); de acordo com Mark e Taylor para sistemas Straumann quando maior o torque menor o micromovimento entre o pilar e o implante tipo tissue level (17). Tal fato, pode influenciar na estabilidade e dissipação de força ao longo do implante. Stona *et al.* (33) avaliaram a carga de fratura de coroas de Mark 2 (cerâmica feldspática), empres CAD (cerâmica feldspática reforçada por leucita) e e.max CAD(dissilicato de lítio) e

verificaram que a cerâmica e.max apresentou maior resistência à fratura 1378N não diferindo estatisticamente do Empress CAD (1169N). Todavia apresentou diferença estatisticamente significativa para o Mark II (405N). Os resultados de e.max CAD foram similares ao presente estudo. Weyhrauch *et al.* (39) avaliaram a resistência à fratura de coroas monolíticas de Mark II, empress CAD, e.max CAD, Lava Ultimate, Enamic, Suprinity e Celtra Duo cimentadas com Multilink implant, Variolink II, Relyx Unicem, GC FujiCEM e Panavia 2.0 sobre pilares sólidos do sistema Bego. Os autores puderam verificar que dentro de cada material o uso de diferentes cimentos propiciou resistência à fratura similar. No entanto, no comportamento geral considerando todos os tipos de cimentos, a cerâmica Suprinity apresentou maior valor de resistência à fratura (3056N), e.max (2377N) e Celtra DUO (1430N). Os autores alegaram que a menor resistência à fratura do Celtra Duo foi devido à termociclagem utilizada (5-55°C) a qual teria afetado o material formando trincas. Tal afirmação deve ser questionada uma vez que a temperatura de fusão desta cerâmica é de 900°C. Não obstante, os coeficientes de variação de vários grupos ultrapassaram 30% indicando problemas relacionados à padronização da metodologia empregada. Assim os dados deste trabalho devem ser observados com certo cuidado.

A segunda hipótese deste estudo foi rejeitada uma vez que houve desempenho inferior das coroas restauradas com copings de zircônia e e.max CAD, independente da espessura de coping e da cerâmica de cobertura, apresentando diferença estatística em relação as coroas monolíticas de e.max CAD, Celtra Duo ou TZI. A técnica *bilayer*, *multilayer* ou *rapid layer* onde um coping ou estrutura cerâmica de elevado módulo de

elasticidade é recoberta por uma cerâmica vítrea mais estética tem ainda sido bastante utilizada uma vez que as zircônias não apresentam propriedades estéticas suficientes para serem utilizadas em todos os segmentos da boca. A ligação entre o coping/estrutura e a cerâmica de cobertura tem sido alvo de vários estudos e representa o ponto fraco da técnica.(8,20,38) No presente estudo foi realizada a cimentação adesiva da cerâmica de cobertura sobre o coping. A outra técnica é a queima da cerâmica de cobertura por prensagem ou aposição por camadas sobre o coping sinterizado.(1,2,35) Em ambas as técnicas é possível verificar o tipo de falha semelhante onde a cerâmica de cobertura de menor módulo de elasticidade sofre com delaminação ou fratura (*chipping*). (4) Este achado está em acordo com o presente estudo e pode ser verificado na figura 3. É válido ressaltar que na técnica de cimentação adesiva o enfraquecimento da estrutura ocorre na interface adesivo/cimento resinoso/material restaurador a qual pode levar a descimentação e fratura por conta da dificuldade de adesão à superfície da zircônia. Não obstante a espessura de cimento parece também ter influência no comportamento mecânico da coroa. No presente estudo foi utilizado um espaçamento de 50µm entre o coping e a cerâmica de cobertura, assim como entre a coroa/coping e o pilar estando de acordo com estudo de May *et al.*(24) que reportaram como sendo a espessura adequada para a técnica. Por sua vez, na técnica da queima da cerâmica de cobertura sobre a zircônia ocorre o enfraquecimento da estrutura da zircônia por conta da menor temperatura de queima da cerâmica de cobertura tornando a estrutura mais susceptível à corrosão por hidrólise no longo prazo. Não obstante, como o coeficiente de expansão térmica de vários tipos de cerâmica não é linear as diferenças

podem determinar uma elevada pressão na interface entre os materiais ocasionando a falha na cerâmica de cobertura. (15)

A respeito das falhas após o ensaio mecânico nos grupos com coping de zircônia de 0,3mm e 0,6 mm (figura 3) não foi possível observar danos a estrutura do coping com menos de 0,5mm contrariando as suposições de Denry e Kelly (10) os quais observaram que a espessura mínima deveria ser de 0,5mm.

Apesar das diferenças encontradas na carga de fratura dos materiais e técnicas utilizadas no presente estudo os valores obtidos foram maiores que a média de força mastigatória reportadas na literatura de 847N para homens e 597N para mulheres(36). Todavia, a técnica *rapid layer* deve ser utilizada com restrição em pacientes com bruxismo visto que a força mastigatória pode alcançar acima de 900N.(37) Reforçamos que devido à complexidade da técnica *rapid layer*, e dos baixos resultados de resistência à fratura encontrados no estudo, a mesma deve ser aos poucos abandonada para uso sobre implantes unitários em virtude das melhores propriedades mecânicas e estéticas das cerâmicas monolíticas. Todavia, ainda poderá ter alguma aplicação em próteses fixas de até 3 elementos.

É importante ressaltar que o presente estudo padronizou as espessuras dos materiais utilizados. Conforme estudo de Zimmermann *et al.*(44) as cerâmicas como e.max CAD e Celtra Duo tem sua resistência diminuída a medida que a espessura diminui apresentando valores de 1240.8 N (1,5mm) e 636,1N (0,5mm) e 755,6N (1,5mm) e 600,1N(0,5mm), respectivamente. Não obstante, coroas em zircônia monolíticas com espessuras de até 0,5mm podem apresentar resistência à fratura variando de

4000N a 5000N dependendo do cimento utilizado. (27) Esse comportamento mecânico das cerâmicas com espessuras variadas deverá ser investigado no futuro quando utilizado pilares sólidos. Tal fato será importante, pois se houver a possibilidade de usar pilares mais altos maior será a retenção da coroa.

Na medicina é bem documentado que as zircônias quando utilizadas em próteses femurais apresentam degradação sob baixas temperaturas levando a corrosão e aumento da fase monoclinica.(11). As pesquisas na área de saúde têm se intensificado para enriquecer a zircônia com outros materiais, tais como a alumina, ítrio, magnésio e cério. O efeito imediato tem sido a melhora das propriedades mecânicas com aumento da estabilidade e rigidez da estrutura cristalina. Todavia, a literatura carece ainda de estudos de longo prazo para determinar se realmente estes materiais são estáveis no meio bucal o qual é extremamente desafiador devido às oscilações constantes de temperatura e pH.

CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo in vitro é possível concluir:

Coroas monolíticas realizadas em zircônia translúcida cimentadas sobre pilares sólidos apresentam maior resistência à fratura quando comparadas ao dissilicato de lítio (e.max CAD) e silicato de lítio reforçado por zircônia (Celtra Duo).

O uso de um coping de zircônia associado ao dissilicato de lítio cimentado sobre pilares sólidos não promove resistência à fratura superior as coroas monolíticas independentemente das espessuras do coping e da cerâmica de cobertura.

REFERÊNCIAS

1. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006;22:857–863.
2. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: Double veneer technique. *J Prosthodont* 2008;17:9–13.
3. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont* 18:219–224.
4. Della Bona A, Mecholsky JJ, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dent Mater* 2004;20:956–962.
5. Brägger U, Krenander P, Lang NP. Economic aspects of single-tooth replacement. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:335–341.
6. Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15:571–582.
7. Costa AKF, Borges ALS, Fleming GJP, Addison O. The strength of sintered and adhesively bonded zirconia/veneer-ceramic bilayers. *J Dent* 2014;42:1269–1276.
8. Daou EE. The Zirconia Ceramic: Strengths and Weaknesses. *Open Dent J* 2014;8:33–42.
9. Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dent Clin North Am* 2011;55:559–570.
10. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299–307.
11. Fernandez-Fairen M, Blanco A, Murcia A, Sevilla P, Gil FJ. Aging of Retrieved Zirconia Femoral Heads. *Clin Orthop Relat Res* 2007;462:122–129.
12. Grossmann Y, Levin L. Success and survival of single dental implants placed in sites of previously failed implants. *J Periodontol* 2007;78:1670–1674.
13. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997;77:28–35.
14. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11:450–455.
15. Isgrò G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2003;90:465–473.
16. Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *J Prosthet Dent* 2017;
17. Karl M, Taylor TD. Parameters determining micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29:1338–1347.

18. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008;24:289–298.
19. Kim SK, Koak JY, Heo SJ, Taylor TD, Ryoo S, Lee SY. Screw loosening with interchangeable abutments in internally connected implants after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27:42–47.
20. Komine F, Strub JR, Matsumura H. Bonding between layering materials and zirconia frameworks. *Jpn Dent Sci Rev* 2012;48:153–161.
21. Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK, Rekow ED, Thompson VP. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials* 2004;25:2885–2892.
22. Levin L, Laviv A, Schwartz-Arad D. Long-term success of implants replacing a single molar. *J Periodontol* 2006;77:1528–1532.
23. Magne P, Paranhos MPG, Burnett LH, Magne M, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: Influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clin Oral Implants Res* 2011;22:195–200.
24. May LG, Robert Kelly J, Bottino MA, Hill T. Influence of the resin cement thickness on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns. *Dent Mater* 2015;31:895–900.
25. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011;56:97–106.
26. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013;57:236–261.
27. Nakamura K, Mouhat M, Nergård JM, Lægrend SJ, Kanno T, Milleding P, Örtengren U. Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *Acta Biomater Odontol Scand* 2016;2:12–19.
28. Ogawa T, Suzuki T, Oishi N, Zhang X, Naert I, Sasaki K. Tactile sensation and occlusal loading condition of mandibular premolars and molars. *Odontology* 2011;99:193–196.
29. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clin Oral Investig* 2017;21:1213–1219.
30. Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg P V, Stevenson-Moore P, Alonso JM, Schaller M, Corria RM, Engquist B, Toreskog S, Kastenbaum F, Smith CR. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;13:212–218.
31. Shadid R. A Comparison Between Screw-and Cement-Retained Implant Prostheses. A Literature Review.
32. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 2009;101:119–127.
33. Stona D, Burnett LH, Mota EG, Spohr AM. Fracture resistance of computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic crowns cemented on solid abutments. *J Am Dent Assoc* 2015;146:501–507.
34. Tripodakis APD, Kappert HF, Dental S. Strength and Mode of Failure of Single Implant All-Ceramic Abutment Restorations Under Static Load

- Aris. *Int J Prosthodont* 1995;8:265–273.
35. Vidotti HA, Pereira JR, Insaurralde E, Almeida ALPF De, Valle AL Do. Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength. *J Dent* 2013;41:307–312.
 36. Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 1993;101:171–175.
 37. Waltimo A, Nyström M, Könönen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res* 1994;102:92–96.
 38. Wang G, Zhang S, Bian C, Kong H. Interface toughness of a zirconia-veneer system and the effect of a liner application. *J Prosthet Dent* 2014;112:576–583.
 39. Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann K. Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31:304–309.
 40. Wolf D, Bindl A, Schmidlin PR, Lüthy H, Mörmann WH. Strength of CAD/CAM-generated esthetic ceramic molar implant crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;23:609–617.
 41. Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bal BT, Tıraş T. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dent Mater* 2011;27:786–795.
 42. Yu Z, Lee James J-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013;29:1201–1208.
 43. Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater* 2007;23:296–301.
 44. ZIMMERMANN M, EGLI G, ZARUBA M, MEHL A. Influence of material thickness on fractural strength of CAD/CAM fabricated ceramic crowns. *Dent Mater J* 2017;36:778–783.